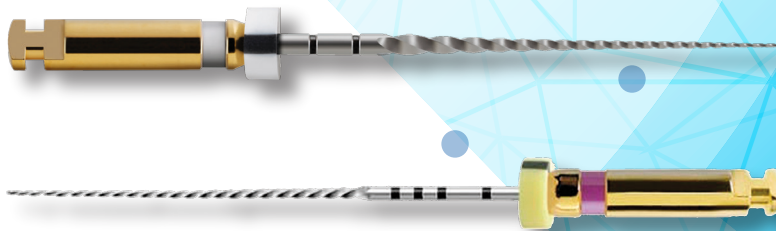


**COMPARACIÓN IN-VITRO DE LA RESISTENCIA A LA
FATIGA CÍCLICA ENTRE DOS SISTEMAS ROTATORIOS
DE NÍQUEL-TITANIO PARA CREAR EL GLIDE PATH:
PROGLIDER Y PATHFILE**



Tesis Doctoral

Presentada por:
JOSÉ GIL FLOR

Dirigida por:
Dr. VICENTE FAUS LLÁCER
Dra. LORETO MACIÀ SOLER

Julio, 2017

**COMPARACIÓN IN-VITRO
DE LA RESISTENCIA
A LA FATIGA CÍCLICA
ENTRE DOS SISTEMAS
ROTATORIOS DE
NÍQUEL-TITANIO PARA
CREAR
EL GLIDEPATH:
PROGLIDER Y PATHFILE**

José Gil Flor

ÍNDICE

1.- INTRODUCCIÓN	9
1.1.- MOTIVACIÓN DEL ESTUDIO.....	11
1.2.- ASPECTOS GENERALES DE LA ENDODONCIA.....	14
1.2.1.- Definición, criterios de éxito y objetivos.....	14
1.2.2.- Técnica, material utilizado e instrumental.....	20
1.2.2.1.- Apertura cameral.....	20
1.2.2.2.- Localización y cálculo de la longitud de trabajo de los conductos radiculares.....	22
1.2.2.3.- Irrigación.....	24
1.2.2.4.- Preparación biomecánica.....	36
1.2.2.5.- Obturación del sistema de conductos.....	41
1.3.- MARCO TEÓRICO.....	45
1.3.1.- El Níquel-Titanio.....	45
1.3.2.- Tipos de fracturas.....	48
2.- JUSTIFICACIÓN.....	61
3.- HIPOTESIS DE ESTUDIO.....	65
4.- OBJETIVOS	69
5.- MATERIAL Y MÉTODOS.....	73
5.1.- Variables de estudio.....	75
5.2.- Muestra. Selección de los grupos.....	75
5.3.- Obtención y recogida de datos.....	77
6.- RESULTADOS	83
7.- DISCUSIÓN.....	95
8.- CONCLUSIONES.....	107
9.- LIMITACIONES DEL ESTUDIO.....	111
10.- BIBLIOGRAFIA	117

0. AGRADECIMIENTOS.

De bien nacido es ser agradecido, y es por eso que necesito comenzar esta Tesis mostrando mi gratitud a todas las personas e Instituciones que me han acompañado durante este tiempo de estudios de Doctorado. Tres años de trabajo y sacrificio, no sólo personal, sino también de todo mi entorno.

Agradezco a la Universidad Jaime I de Castellón la oportunidad de llevar a cabo estos estudios, especialmente a la Dra. Loreto Maciá, madre y co-directora de mi doctorado, por animarme inicialmente a emprender esta empresa y más adelante, por guiarme a lo largo de este caminar, tanto administrativa como científicamente. Ella fue quien en la primera entrevista que tuvimos me dijo: “claro que sí que puedes hacerlo, ¡adelante!”.

Pero también hace falta un padre, y este es el Dr. José Vicente Faus Llácer, quien ya dejó su impronta en mi durante los estudios de pre-grado, para posteriormente, inculcarme los conocimientos y la empatía por la Endodoncia. Transformó a un implantólogo en, voy a decirlo con atrevimiento, endodoncista. En definitiva, me hizo mejor profesional. Difícil sería para mí mostrarle mi gratitud por la dirección de esta Tesis escribiendo un libro, pero más aun dedicando tan sólo unas líneas. Sin duda es un sentimiento que las palabras no alcanzan a expresar. Por eso reconocerle su excelsa labor poniendo a mi alcance cuantos medios materiales, conocimientos, ánimo y cariño he necesitado.

Al Dr. José Vicente Bagán, primero profesor en pregrado, y ahora evaluador y Presidente del Tribunal de esta Tesis. Aunque es la mayor autoridad de la Medicina Bucal mundial y vértice de la pirámide de todo investigador, además, para mí, ejemplifica el trato, actitud, cariño y respeto que todo sanitario debiera profesar hacia su paciente. Ojalá todos los jóvenes (y no tan jóvenes) dentistas pudieran trabajar a su lado tan sólo una semana para impregnarse de su esencia.

Al Dr. Vicente Faus Matoses, Tito. Evaluador de esta tesis y miembro del Tribunal junto al Dr. Bagán, y lo mejor: amigo. Para mí un orgullo que forme parte de este proyecto. Tito es el ejemplo de trabajo incondicional y amor por su profesión, y cómo dedicarle a la misma tantas y tantas horas sin hacerle falta dedicarle ni una sola.

Dra. M^a Jesús Crespo: muchísimas gracias por aceptar la empresa de formar parte de este Tribunal de Tesis. Conozco de primera mano cuan ocupada está y la inmediatez con la que aceptó esta tarea sin duda honran su generosidad. Al igual que los Drs. Teodoro Fayos y José Amengual, con los cuales he compartido muchos momentos, todos ellos buenísimos, y son, sin duda, el banquillo que el Real Madrid de las Copas de Europa quisiera tener. Muchas gracias por aceptar formar parte de este Tribunal.

Agradezco a Dentsply-Maillefer su colaboración facilitándome las limas para desarrollar este estudio, pues se trata de material muy costoso que sin duda, supone un gran esfuerzo.

Me faltan las palabras y nunca tendré los medios para agradecer a mis padres: José y Matilde, el esfuerzo de toda su vida para que ahora pueda estar postulando a un título de Doctor. En ellos siempre tendré un espejo de lo que una persona debe ser y una fuente de amor infinita. Ellos son los que han elaborado la argamasa de valores humanos sobre la que un título de este nivel debe descansar. Pues un Doctor lleno de conocimientos pero carente de humanidad sería como un jardín sin flores: yermo, vacío e incapaz de transmitir nada. Se puede decir que ellos han sido desde mis albores mis primeros Directores de Tesis, y Dios quiera que puedan tutelarme muchísimos años más, pues me quedan muchas cosas por aprender de ellos.

A mi hermana Inmaculada, por estar siempre dispuesta para brindarme su ayuda y por cubrirme en la consulta para que todo continuara normalmente en mi ausencia durante las clases, congresos u horas de estudio.

A mi mujer, Vanessa e hijo, José, agradecerles su paciencia y comprensión, pedirles perdón por tantas horas de ausencia, por haber tenido que sacrificar mañanas de juegos, de parque, de excur-

siones...Por todo ello os quiero dedicar esta publicación, ya que sin vuestra colaboración hubiera sido del todo imposible alcanzar este objetivo. Muchas gracias por todo el ánimo y cariño que me habéis proporcionado.

Por último, gracias a todos mis amigos y compañeros por su ánimo incondicional en todo este período: Chimo, Christian, Miguel, Miguel Ángel, Pablo, Pablo EP y Julián.

Gracias

1

INTRODUCCIÓN

1. INTRODUCCIÓN.

1.1. MOTIVACIÓN DEL ESTUDIO.

En los últimos tiempos, la Odontología ha sido víctima de una mercantilización sin precedentes. Proliferan grandes cadenas de clínicas cuyo único fin es cumplir los objetivos económicos mes a mes sin importar estándares de calidad y lo más importarte, de ética deontológica. Se hacen servir de publicidad engañosa para atraer a los pacientes cual oso a rico panal de miel, que tan sólo pretende hacer crecer las arcas del empresario (no del dentista, cuyo salario roza lo indigno debido a la plétora profesional que existe) y no la calidad del estado bucodental del paciente.

Esta última palabra es la primera de las dos variables que son clave en todo acto médico-sanitario: “paciente”. Según el diccionario de la Real Academia de la Lengua Española, en su edición de 2014 es, “*com. Persona que padece física y corporalmente, y especialmente quien se halla bajo atención médica; com. Persona que es o va a ser reconocida médicamente*”. La segunda variable aplicada a nuestro terreno es el “dentista”, que según la misma fuente anteriormente citada es “*com. Persona profesionalmente dedicada a cuidar la dentadura, reponer artificialmente sus faltas y curar sus enfermedades*”.

Esto es, somos dentistas que atendemos a nuestros pacientes y lo hacemos para, por este orden, prevenir y tratar la patología bucodental y no para lucrarnos mediante sobretratamientos o el empleo de materiales de dudosa calidad que haga crecer el beneficio económico del acto odontológico en cuestión. Luego, debemos cumplir una máxima de la Medicina “si puedes curar, cura. Si no puedes curar, alivia: y si no puedes aliviar, consuela” (Augusto Morri, S. XIX).

Por otro lado, al mismo tiempo en que esta tendencia hace retroceder a la calidad asistencial odontológica, numerosos avances tanto científicos como técnicos hacen posible mejorar el arte de la dentistería en todos sus ámbitos: prevención, tratamiento de enfermedades, rehabilitaciones orto-protésicas, etc.

Es por eso, que como profesionales sanitarios de bien, con la ética pertinente y el cariño y vocación que requiere el paciente, debemos pensar siempre en la mejor opción de tratamiento para/con éste valorando el beneficio-riesgo de cada opción terapéutica propuesta, evitando toda estratagema de odontología defensiva y mucho menos, onerosa.

La Profilaxis y Prevención serán las reinas de nuestra clínica. Deberemos instruir a nuestros pacientes en maniobras de higiene y mantenimiento oral. Les reforzaremos sus buenos hábitos y en otros casos deberemos reeducarles en ellos. Y lo principal, les transmitiremos el valor de mantener una correcta salud bucal integral que les reportará una calidad de vida mayor y visitas menos desagradables a nuestra oficina tanto física, psíquica, como económicamente.

Son tiempos donde la Implantología es la reina de las disciplinas odontológicas. Predomina sobre el resto de ellas en todos los ámbitos posibles ya que es la que cuenta con más fabricantes (actualmente se ronda las 300 marcas comerciales de implantes). Positivamente y en cierto modo, por consecuencia dada la aportación económica y humana de dichas empresas, predomina en volumen de cursos formativos y en publicaciones científicas que han servido para aumentar tasas de supervivencia de los implantes colocados, su predictibilidad a medio-largo plazo y superar limitaciones del pasado como escollos anatómicos o protésicos de cada caso; pero negativamente, también se hace uso de su popularidad en la (mala) publicidad a la que cada vez más recurren las clínicas dentales, convirtiéndose en pensamiento único del profesional, y en el objeto de deseo del paciente.

Es por eso que llegado el momento en el que la prevención ha fallado y nos encontramos ante un diente ciertamente dañado debemos plantearnos si conservar o extraer el diente en cuestión. Esta decisión es única para cada caso, esto es, debemos individualizar el tratamiento, ya no solo por cada paciente sino por cada diente, pues depende de 1.- el diente afectado y su relación con el resto de dientes y tejidos orales (a veces por criterios protéticos nos puede interesar extraer una pieza; o quizás porque el diente roto cause una úlcera de decúbito en la mucosa oral, etc.), 2.- del grado de daño que presente (deberemos valorar si el diente es endodonciable o no; si es restau-

nable o no; y si periodontalmente presenta alteraciones o no), 3.- de las expectativas del paciente (hay que valorar las demandas de función, estética (ausencia inmediata del diente, si lo extraemos hace falta una prótesis inmediata en la zona anterior), pronóstico del diente y coste económico del tratamiento, tiempo de trabajo y, 4.- tener en cuenta los aspectos psicológicos (fobias, ansiedad, tratamientos farmacológicos con psicótrópos que puedan causar sequedad bucal) o físicos (limitación de apertura bucal, malformaciones anatómicas peri o intraorales) que pueda presentar el paciente y que puedan ser condicionantes por ellos mismos o secundariamente alterar otros parámetros como dificultar la higiene bucal o favorecer un medio oral con menos flujo salivar, etc..

El uso de los implantes dentales como método de reposición dentaria se lleva usando unos veinte años de forma habitual habiéndose colocado millones de ellos en todo el mundo. Es por eso que tras este tiempo, ahora se empiezan a observar algunas de las limitaciones que tienen los implantes. Entre ellas, quizá la que más está alertando al mundo científico es la prevención y/o tratamiento de la enfermedad periimplantaria. En el diente natural, al tener el diente una superficie lisa es mucho más predecible tanto la prevención como el tratamiento de esta patología que en un implante ya que la limpieza es mucho más sencilla y accesible. Mientras que el implante, de anfractuosa superficie ávida de osteocitos para una rápida osteointegración puede ser el hogar ideal de millones de bacterias que invaden esas microrrugosidades, y todavía no se conoce ni un protocolo ni método alguno capaz de limpiar con eficacia ese terreno.

Así pues, una vez valorados todos los determinantes anteriores y si estos son favorables a la opción conservadora, nos decantaremos por realizar el tratamiento endodóntico del diente afectado, retrasando así todo procedimiento mutilante (extracción) y posterior reposición protésica.

Esta alternativa nos ofrece una gran predictibilidad, mucho mayor que la de tiempos pasados, llegando incluso a rondar el 95-100% de tasa de éxito gracias a los avances que se han producido en los últimos años dentro del campo de la Endodoncia tales como la instrumentación rotatoria, nuevos métodos y sustancias irrigantes, puntas

de ultrasonidos, nuevas técnicas de obturación de los canales radiculares, uso de magnificación, radiografía digital y CBCT.

1.2. ASPECTOS GENERALES DE LA ENDODONCIA.

1.2.1.- Definición, criterios de éxito y objetivos.

Muchas son las definiciones que podemos encontrar de “endodoncia”. Unos ejemplos pueden ser los siguientes:

Ø “La endodoncia es la parte de la odontología que estudia las enfermedades de la pulpa dentaria y de las del diente con pulpa necrótica, con o sin complicaciones periapicales”(1).

Ø “La endodoncia o endodontología es la parte de la odontología que se ocupa de la etiología, diagnóstico, prevención y tratamiento de las enfermedades de la pulpa dental y sus complicaciones” (2).

Ø “La endo-metaendodoncia (endo = dentro, meta = más allá, odontos = diente) es ciencia y arte que se ocupa: 1) de la biología, 2) de la profilaxis, 3) de las alteraciones y 4) de la terapia: a) de la pulpa, b) de la cavidad pulpar y c) del metaendodonto” (3).

- Ø “Endodoncia es ciencia y es arte, comprende la etiología, prevención, diagnóstico y tratamiento de las alteraciones patológicas de la pulpa dentaria y de sus repercusiones en la región periapical y por consiguiente en el organismo. En resumen, esa especialidad atiende la prevención y el tratamiento del endodonto y de la región apical y periapical. El endodonto comprende la dentina, la cavidad pulpar y la pulpa, mientras que la región apical y periapical comprende los tejidos de sustentación del diente, que incluyen y rodean el ápica radicular y que son:
- Límite CDC (cemento-dentina-canal).
- Conducto cementario.

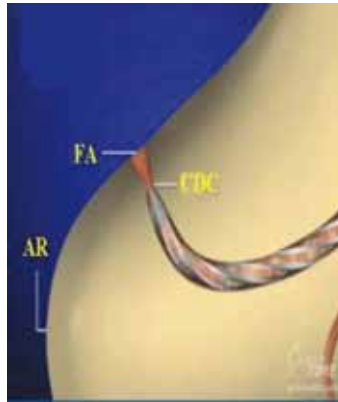


Figura 1. Foramen apical (4).

- Muñon pulpar.
- Cemento.
- Foramen
- Membrana (espacio) periodontal.
- Paredes y hueso alveolar” (4).

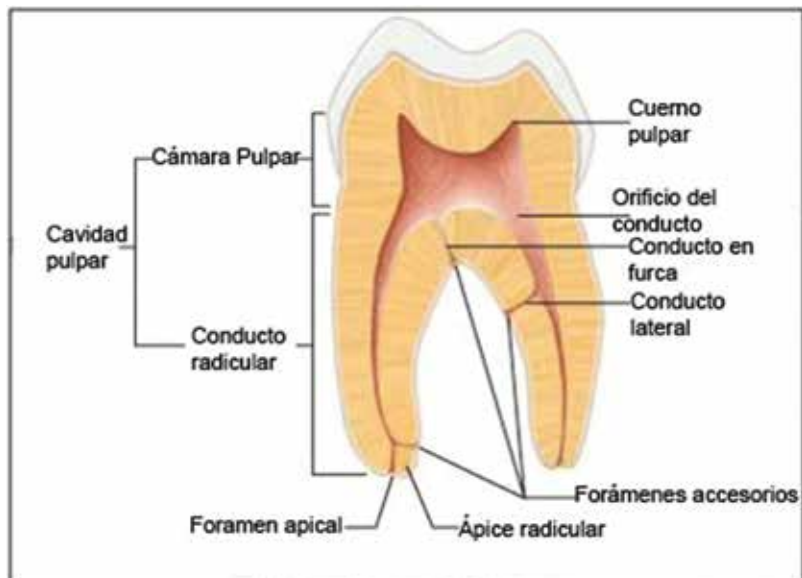


Figura 2. Anatomía dentaria.

Ø “La endodoncia se define como la rama de la odontología que se ocupa de la etiología, diagnóstico, prevención y tratamiento de las enfermedades de la pulpa dentaria y de las del diente con pulpa necrótica, con o sin complicaciones apicales” (5).

Ø “La endodoncia es la parte de la odontología que se ocupa de la morfología, fisiología y patología de la pulpa dental y los tejidos perirradiculares, así como de su correspondiente tratamiento. Su estudio y práctica abarcan las ciencias básicas y clínicas, que incluyen la biología de la pulpa normal, etiología, diagnóstico, prevención y tratamiento de las enfermedades y lesiones de la pulpa asociada con las condiciones perirradiculares” (6)

Ø “La endodoncia desde el punto de vista etimológico, es la parte de la odontología que se ocupa del interior del diente. ¿Y que hay en el interior del diente? Un tejido conectivo muy específico y que solo se encuentra en los dientes, al que conocemos como pulpa dental. Por lo tanto, la endodoncia es la especialidad odontoestomatológica que se encarga del estudio de la morfología, fisiología y patología de la pulpa dental y de los tejidos perirradiculares, así como del diagnóstico y tratamiento de dichas enfermedades pulpares y perirradiculares. Incluye por tanto, el diagnóstico diferencial y el tratamiento del dolor orofacial de origen pulpar y periapical; los tratamientos de conductos radiculares indicados cuando la pulpa inflamada o necrótica, tenga que ser extraída de los mismos; los tratamientos para mantener la vitalidad pulpar y la cirugía periapical. También están dentro de esta especialidad, los blanqueamientos de piezas dentarias desvitalizadas con alteraciones del color, el tratamiento de las reabsorciones radiculares, el manejo de la pulpa afectada en los traumatismos dentales y los retratamientos de conductos en aquellos casos que han fracasado previamente”(6).

Ø «La endodoncia es aquella disciplina de la odontología que se ocupa de la morfología, fisiología y patología de la pulpa dentaria y del tejido perirradicular. El estudio y aplicación práctica de la endodoncia comprenden los siguientes aspectos de investigación básica y aplicación clínica:

1. Presentación de la pulpa de dientes intactos.

2. Etiología.
3. Diagnóstico.
4. Profilaxis.
5. Tratamiento de la patología y las lesiones traumáticas de la pulpa.
6. Tratamiento de las alteraciones patológicas perirradiculares secundarias a patología pulpar” (7).

Criterios para evaluar el éxito del tratamiento.

Desde el inicio de la endodoncia, los dentistas se han preocupado por el porcentaje de éxito que puede esperarse de un tratamiento. El problema que se presenta es en decidir el mejor método para establecer el éxito o fracaso. El método más común de evaluación es por radiografías de control. Ingle y Beveridge realizaron en la Universidad de Washington un estudio en el cual cerca del 95% de todos los casos tratados fueron exitosos con este método. Sin embargo, este método ha demostrado su ineficacia por falta de consenso entre los investigadores. Por otra parte, el fracaso ha sido propuesto como aquel que lleva a la extracción del diente, lo cual tampoco dilucida claramente las razones verdaderas.

El éxito en alcanzar los objetivos de la endodoncia, se mide por criterios clínicos, radiológicos y biológicos (6).

Criterios clínicos:

El examen de la corona clínica debe demostrar una restauración final adecuada y el paciente debe relatar un uso masticatorio normal de los dientes.

La mucosa lingual y vestibular deben ser normales en estructura y color sin tumefacción ni trayectos fistulosos.

El espacio periodontal y los elementos de unión deben ser normales, sin ninguna formación de bolsa de origen endodóncico, y la movilidad dentaria debe quedar dentro de límites fisiológicos.

El tejido blando debe responder normalmente a la palpación y no ha de ser fluctuante ni sensible.

Criterios radiológicos:

Al finalizar el tratamiento:

Un conducto radicular completo debe reproducirse claramente en una radiografía de buena calidad, con una distorsión mínima.

El tratamiento endodóncico debe tener como resultado una cavidad de acceso que sea continua con la cámara pulpar y confluir y continuarse con el contorno del conducto radicular.

La radiografía debe mostrar que todos los espacios de la cavidad están densamente rellenados.

La cavidad de acceso y corona clínica deben estar libres de cualquier perforación visible y de caries remanentes.

El conducto radicular debe quedar rellenado hasta 1 mm del ápice radiográfico y la obturación de la raíz debe mostrar una terminación definida. Una obturación que termina a más de 2 mm del ápice o lo sobrepasa, se considera un error de procedimiento, a pesar de que el caso clínicamente sea satisfactorio.

El conducto radicular debe estar libre de cualquier obstrucción que pueda interferir con la terminación mecánica del proceso (prominencia, instrumentos rotos, perforaciones, y partículas de cuerpos extraños).

La obturación del conducto radicular también debe mostrar una opacidad radiográfica uniforme en todas sus dimensiones, sin espacios visibles.

Los materiales para el conducto radicular deben quedar confinados al interior del diente. La introducción de gutapercha o puntas de plata en los tejidos apicales puede considerarse un error de técnica, a pesar de que el diente puede ser clínicamente asintomático.

En visitas de seguimiento:

El ápice de la raíz debe estar libre de reabsorciones visibles que no estuvieran presentes en el momento de finalizar el tratamiento.

El hueso periapical debe ser normal en apariencia y estructura.

No debe aparecer ninguna imagen radiolúcida nueva.

La radiolucidez original debe haber disminuido en tamaño o haber desaparecido.

Criterios biológicos:

Consideraciones diagnósticas biológicas: las características biológicas de los pacientes son bastante específicas e individuales. La capacidad para tolerar ciertas enfermedades y heridas difiere significativamente, lo cual debe ser tomado en cuenta.

Objetivos biológicos del tratamiento:

El proceso inflamatorio debe controlarse disminuyendo la irritación y contaminación bacteriana a través de la instrumentación y la obturación del conducto radicular.

La integridad de los tejidos periapicales y periodontales debe protegerse de traumatismos físicos y químicos, tales como una excesiva instrumentación y un exceso de medicación.

La integridad de las relaciones oclusales debe preservarse mediante la colocación cuidadosa de las restauraciones temporales.

1.2.2.- Técnica.

Tras un correcto diagnóstico clínico y radiográfico, procederemos a la anestesia y aislamiento absoluto del diente mediante la técnica del dique de goma. Posteriormente, eliminaremos por completo la lesión cariosa y, si se cree conveniente, se realizará una reconstrucción pre-endodóntica con el fin de proveer al diente de sus cuatro paredes de nuevo, lo que ayudará a un mayor aislamiento de su interior y un mejor funcionamiento del localizador electrónico de ápices que será clave para la instrumentación del sistema de conductos del diente.

1.2.2.1.- APERTURA CAMERAL.

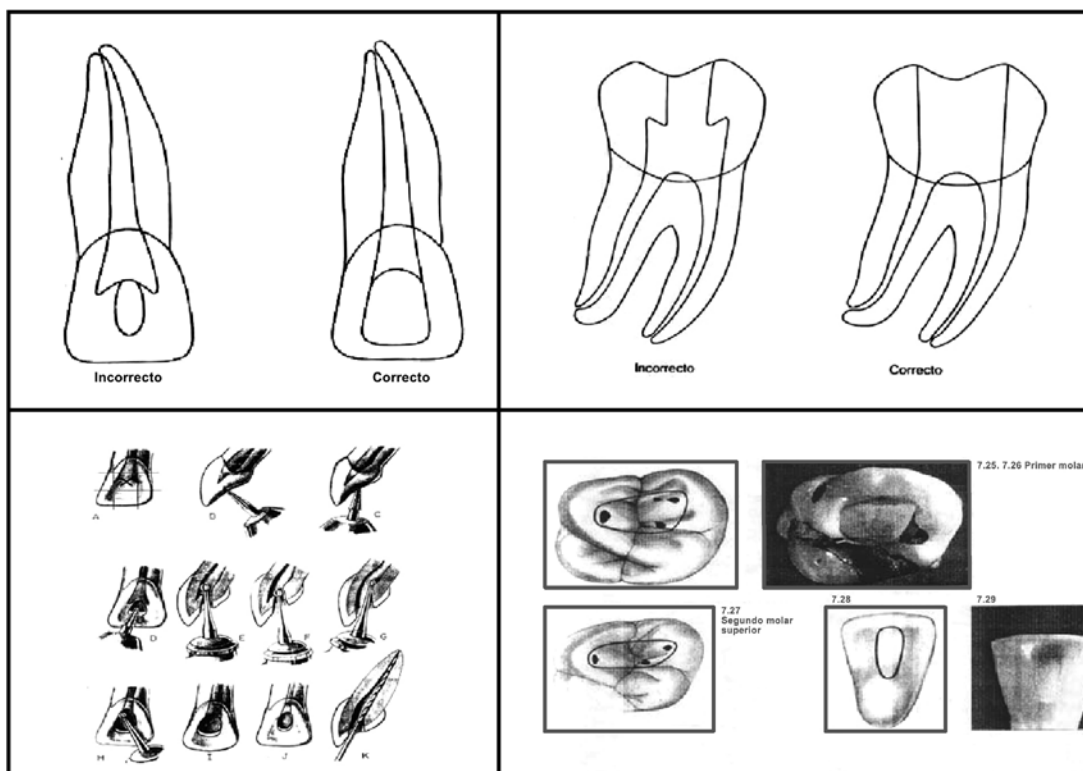
El primer paso lo constituirá una cuidadosa apertura cameral, procedimiento mediante el cual realizamos la ubicación y posterior eliminación del tejido pulpar de la cámara pulpar y del o de los conductos radiculares mediante la desbridación que se realiza con las limas y el irrigante indicado según el diagnóstico pulpar del diente a tratar.

Para ello se realiza un orificio con fresa de diamante montada en turbina de alta velocidad y abundante irrigación, tan pequeño como sea posible pero tan grande como sea necesario, con el fin de remover el tejido dentario coronal que nos permita acceder a la pulpa del diente.

Se deberá ser cuidadoso en eliminar por completo el techo cameral, cuernos pulpares y todo aquel tejido dentario que impida una entrada adecuada de los instrumentos que trabajarán en las raíces lo que favorecería una mayor probabilidad de aparición de escalones, falsas vías, perforaciones, etc. Actualmente existen puntas de ultrasonidos que permiten una limpieza completa de la cámara pulpar y facilitan la remoción de tejido dentario o de sistemas de retención auxiliares intrarradicales (postes, pernos...) con gran seguridad evitando posibles complicaciones.



Figura 3. Puntas Start-X (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suiza).



Figuras 4, 5, 6, 7. Diseño de aperturas camerales.

1.2.2.2.- LOCALIZACIÓN Y CÁLCULO DE LA LONGITUD DE LOS CONDUCTOS RADICULARES.

Una vez realizada la apertura cameral, ayudados por una lima manual k de calibre 10 (en ocasiones usaremos limas de menor calibre como las 6 y 8) se localizará la entrada a los conductos radiculares y se permeabilizarán. Progresivamente, y realizando movimientos horarios y antihorarios con la punta de la lima ligeramente curvada, se irá avanzando en sentido apical siguiendo las indicaciones del localizador electrónico de ápices. Con ello, se establecerá una longitud inicial de trabajo (profundidad a la que se introducen las limas para alcanzar la constricción apical) que será comprobada radiográficamente. Posteriormente tras trabajar los conductos radiculares esta longitud suele acortarse, y es entonces cuando se deberá calcular la longitud de trabajo definitiva.

Con la longitud de trabajo propuesta y antes de conformar los conductos radiculares será de gran ayuda la creación de un glide path o vía de deslizamiento con el que se obtendrán unas paredes lisas y regulares del interior del conducto radicular disminuyendo así el riesgo de fractura cíclica y torsional de los instrumentos.

Para crear este glide path, se utilizará en primera instancia una lima k 06 / 08 / 10 precurvada que permeabilice el conducto. Tradicionalmente se pasaba posteriormente una lima k 15 y k 20. En la actualidad se cuenta con el sistema Pathfile (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suiza), que es un sistema que consta de una secuencia de tres instrumentos de NiTi de gran flexibilidad y resistencia, de 0'13, 0'16 y 0'19 mm de diámetro en la punta y 2% de conicidad; y con la reciente y novedosa lima Proglider (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suiza) de 0'16 mm de diámetro y conicidad de 2% en la punta, para pasar a conicidad del 4% hacia niveles coronales, de sección cuadrangular y confeccionada con la nueva aleación de NiTi M-Wire, que le confiere una sustancial mejora de sus propiedades físicas respecto a la aleación convencional de NiTi, lo que, a priori, proporciona un ahorro de tiempo clínico considerable, pues tan solo se debe pasar una lima en vez de tres, y da también una mayor seguridad a la hora de trabajar el conducto ya que la resistencia a la rotura, tanto cíclica como torsional, ha aumentado considerablemente. Tales aspectos serán desarrollados y discutidos más adelante.



Figura 8. Lima K (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suiza).



Figura 9. Sistema de limas PathFile (Dentsply-Maillefer. Ballaigues. Suiza).



Figura 10. Lima ProGlider (Dentsply-Maillefer. Ballaigues. Suiza).

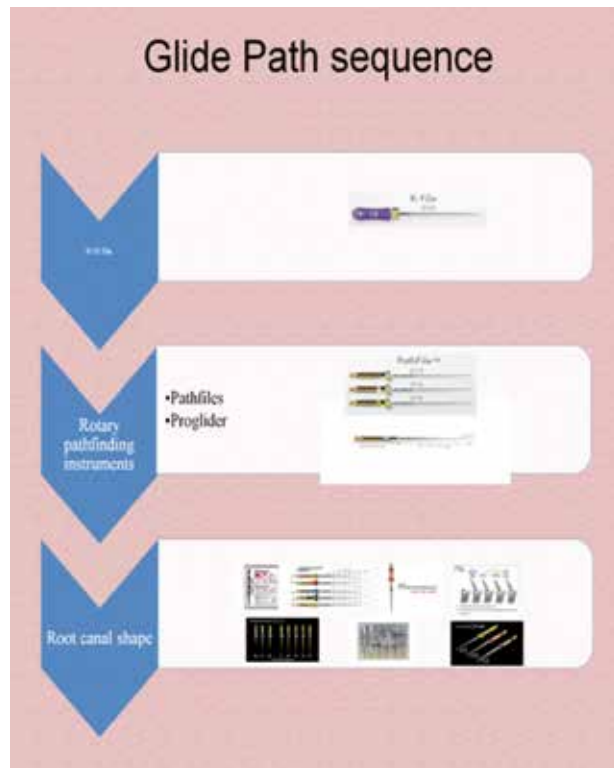


Figura 11. Esquema de la secuencia de instrumentación.

1.2.2.3.- IRRIGACIÓN.

Una vez creada la vía segura de instrumentación del canal radicular se procederá a la limpieza y conformación de los conductos radiculares. Se buscará eliminar en su totalidad tanto la pulpa (necrótica o no), los detritos presentes, así como las paredes de dentina infectadas que delimitaban esa pulpa mediante instrumentos manuales o, preferiblemente, rotatorios que proporcionen unos conductos radiculares limpios y de la forma adecuada para facilitar una correcta obturación y sellado tanto apical como coronal de los mismos.

No hay duda de que los microorganismos, ya sean remanentes en el conducto radicular después del tratamiento o recolonizando el conducto obturado, son la principal causa de los fracasos endodónticos. El objetivo primordial del tratamiento endodóntico debe ser optimizar la desinfección del conducto radicular y prevenir la reinfección.

Históricamente, se han sugerido un sinnúmero de compuestos en solución acuosa, desde sustancias inertes como cloruro de sodio (solución salina), hasta altamente tóxicas y biocidas alergénicos como el formaldehído. En esta unidad se revisan las soluciones empleadas actualmente, las soluciones obsoletas no serán discutidas.

La irrigación de la cámara pulpar y de los conductos radiculares es una intervención necesaria durante toda la preparación de conductos y como último paso antes de la obturación definitiva de los mismos (8).

Consiste en el lavado y aspiración de todos los restos y sustancias que puedan estar contenidos en la cámara o conductos y tiene los siguientes objetivos:

a) Limpieza o arrastre físico de trozos de pulpa esfacelada, sangre líquida o coagulada, virutas de dentina, polvo de cemento o de materiales restauradores antiguos, plasma, exudados, restos alimenticios, medicación anterior, etc. Deberá disolver el tejido necrótico remanente.

Los sistemas de conductos radiculares infectados se llenan de materiales potencialmente inflamatorios. La acción de conformar genera detritos que también pueden provocar una respuesta inflamatoria. La irrigación por sí misma puede expulsar estos materiales y minimizar o eliminar su efecto. Este desbridamiento tosco es análogo al lavado simple de una herida abierta y contaminada. Se trata del proceso más importante en el tratamiento endodóntico.

La frecuencia de la irrigación y el volumen de irrigante utilizado son factores importantes en la eliminación de detritos. La frecuencia de la irrigación debe incrementarse en la medida en que los instrumentos se aproximan a la constricción apical. Una cantidad apropiada es al menos 2 ml cada vez que se limpia el canal o se saca la lima que se está utilizando.

El barrillo dentinario (“smear layer”) se compone de detritos compactados dentro de la superficie de los túbulos dentinales por la acción de los instrumentos. Se compone de trozos de dentina resquebrajada y de tejidos blandos del conducto. Estos materiales se liberan

del hueco de las estrías de los instrumentos ensuciando la superficie del canal al arrastrar las puntas de los mismos. Dado que el barrillo dentinario está calcificado, la manera más eficaz de eliminarlo es mediante la acción de ácidos débiles y de agentes quelantes (EDTA).

No hay consenso clínico en cuanto a la necesidad de eliminar el barrillo dentinario. Quienes están a favor de no eliminarlo argumentan que esta situación aumenta el éxito endodóntico. Parece ser que taponan los túbulos dentinarios, incluyendo los microbios y los tejidos, taponamiento que puede ayudar a prevenir la salida bacteriana de los túbulos tras el tratamiento. Otros autores demostraron que los dientes obturados con gutapercha quedan sellados de un modo más completo si se elimina el barrillo dentinario y que lo más prudente es crear una superficie dentinaria lo más limpia posible.

b) Acción detergente y de lavado por la formación de espuma y burbujas de oxígeno naciente desprendido de los medicamentos usados.

c) Acción antiséptica o desinfectante propia de los fármacos empleados inactivando las endotoxinas.

El hipoclorito de sodio puede eliminar todos los microbios de los conductos radiculares incluidos los virus y las bacterias que se forman por esporas. Este efecto microbicida se mantiene incluso con concentraciones diluidas aunque en menor grado.

d) Acción blanqueante, debido a la presencia de oxígeno naciente, dejando el diente así tratado menos coloreado.

La técnica para una correcta irrigación consiste en insertar la aguja en el conducto, pero procurando no obliterarlo para facilitar la circulación de retorno y que en ningún momento pueda penetrar más allá del ápice, e inyectar lentamente de medio a dos centímetros cúbicos de la solución irrigadora, para que la punta de aguja, plástico o goma del aspirador absorba todo el líquido que fluye del conducto. El líquido de retorno también puede ser recogido en un rollo de algodón o gasa.

Dado que los irrigantes pueden tener contacto con tejidos vita-

les, la solución irrigante no deberá ser un tóxico sistémico, sin efectos caústicos en el peridonto y con un potencial pequeño de causar una reacción anafiláctica.

La penetración del irrigante al conducto radicular instrumentado guarda una relación al tamaño de la preparación. Aunque no hay evidencia directa, la introducción de la aguja con una terminación segura (agujas especiales para irrigación endodóntica con salida del líquido lateral que disminuye el riesgo de extrusión del irrigante a periápice) debe llegar lo más próximo posible al foramen.

En la actualidad, la vibración ultrasónica no tiene parangón en su capacidad de limpieza cuando se asocia con los irrigantes. La irrigación ultrasónica incrementa significativamente el costo y la complejidad del sistema de irrigación clínica.

En todas las técnicas la irrigación es considerada, con razón, de gran importancia durante y después de la instrumentación. La “esterilización” final del conducto radicular depende de la minuciosidad de la irrigación final. Sin embargo la columna de aire presente en todos los conductos puede bloquear el avance de la solución e impedir que pueda llegar a la región más distante de cada conducto. A menos que la irrigación se inicie en la proximidad del ápice la columna de aire impedirá que la solución llegue a esta área.

La elección de una solución para irrigar un conducto radicular no debe ser aleatoria sino la correspondencia entre las acciones particulares de una sustancia y las condiciones del conducto radicular en particular y en el momento en que se aplica.

A pesar de que el yodo es menos citotóxico e irritante a los tejidos vitales que el hipoclorito de sodio y la clorhexidina, posee un riesgo mucho mayor de causar una reacción alérgica. Lo mismo sucede con lo beriaa ir con un subindices compuestos de amonio cuaternario. Las reacciones de sensibilidad al hipoclorito de sodio y clorhexidina son raras y se han reportado muy pocos casos de reacciones alérgicas al hipoclorito de sodio como irrigante endodóntico.

La evidencia actual está fuertemente a favor del hipoclorito de sodio como el principal irrigante endodóntico. Sin embargo, el uso de

clorhexidina puede también estar indicado bajo ciertas circunstancias.

HIPOCLORITO DE SODIO:

Los hipocloritos también conocidos como compuestos halogenados están en uso desde 1792 cuando fueron producidos por primera vez con el nombre de Agua de Javele y constituía una mezcla de hipoclorito de sodio y de potasio.

En 1870, Labaraque, químico francés obtiene el hipoclorito de sodio al 2.5% de cloro activo y usa esa solución como desinfectante de heridas.

El hipoclorito de sodio ha sido usado como irrigante intraconductos para la desinfección y limpieza por más de 70 años. Se le ha reconocido como agente efectivo contra un amplio espectro de microorganismos patógenos: gram positivos, gram negativos, hongos, esporas y virus incluyendo el virus de inmunodeficiencia adquirida.

Hay discusión entre los autores sobre la mejor concentración del hipoclorito de sodio. A mayor dilución, menor poder desinfectante pero también menor irritación por lo que se ha recomendado diluir al 2.5%, al 1% (solución de Milton) o al 0.5% (líquido de Dankin, neutralizado con ácido bórico). El porcentaje y el grado de la disolución están en función de la concentración del irrigante.

El hipoclorito de sodio a concentración inferior a 2.5% elimina la infección, pero a no ser que se utilice durante un tiempo prolongado durante el tratamiento, no es bastante consistente para disolver los restos pulpares. Algunos investigadores han indicado que el calentamiento de la solución de hipoclorito de sodio produce una disolución de los tejidos más rápidamente.

La eficacia de la disolución del hipoclorito de sodio se ve influida por la integridad estructural de los componentes del tejido conjuntivo de la pulpa. Si la pulpa está descompuesta, los restos de tejido blando se disuelven rápidamente. Si la pulpa está vital y hay poca degradación estructural, el hipoclorito sódico necesita más tiempo para

disolver los restos, por lo que se debe dejar un tiempo para conseguir la disolución de los tejidos para conseguir la disolución de los tejidos situados dentro de los conductos accesorios.

Para aumentar la eficacia de las soluciones de hipoclorito, se puede recurrir a la disminución del pH (las soluciones de hipoclorito de sodio puras tienen un pH de 12 y por tanto todo el cloro accesible está en forma de OCl_2 , y se ha sostenido que las soluciones con un pH menor serían menos tóxicas. Sin embargo, mezclar el hipoclorito de sodio con bicarbonato produce una solución muy inestable con una vida de almacenaje menor a una semana); aumentar la temperatura de una solución de baja concentración (el aumento de la temperatura mejora inmediatamente la capacidad de disolución en los tejidos. Aún más, las soluciones calentadas remueven los restos orgánicos y las limaduras dentinarias más eficientemente que los compuestos a temperatura ambiente. La capacidad de hipoclorito de sodio al 1% a 45°C para disolver pulpas dentales humanas equivale a la capacidad de hipoclorito al 5.25% a 20°C . También se ha demostrado la mejoría en la desinfección); activación ultrasónica (se aduce que “acelera las reacciones químicas, crea un efecto cavitacional y la acción de limpieza se vuelve superior”. Sin embargo, las investigaciones muestran resultados contradictorios y si acaso hay diferencias con el sistema tradicional, son menores).

La extrusión accidental del hipoclorito de sodio a periápice ha sido considerada como causante de dolor, edema y formación de hematomas. Otra complicación fue la de inyección de hipoclorito sódico en las proximidades del dentario inferior lo que añadió a los síntomas ya causados trismus de dos semanas. Las investigaciones in vitro y en animales han demostrado efectos tóxicos del hipoclorito de sodio en tejidos vitales. Estos efectos son hemólisis, ulceración cutánea, daño celular severo en células endoteliales y fibroblastos e inhibición de la migración neutrófila.

El contacto prolongado de los instrumentos radiculares con el hipoclorito de sodio causa corrosión. Sumergir los instrumentos en hipoclorito favorece la corrosión. Sin embargo, no se espera que se corroan por el corto tiempo que el instrumento es manipulado dentro de los conductos radiculares en contacto con la solución.

Grossman en 1943, propuso el uso del hipoclorito de sodio al 5% alternado con peróxido de hidrógeno al 3%, método que sigue vigente, o según otros autores, con EDTA, combinando de esta forma la acción de cada uno de estos elementos. La última solución debe ser hipoclorito de sodio para evitar accidentes por las burbujas del oxígeno generado.

Las soluciones de hipoclorito de sodio exhiben un equilibrio dinámico de acuerdo a la siguiente ecuación:



El análisis e interpretación de esta ecuación puede explicar las acciones del hipoclorito de sodio:

El hidróxido de sodio es un potente solvente orgánico y de grasa formando jabón (saponificación)

El ácido hipocloroso es, además de un solvente de tejido, un potente antimicrobiano porque libera cloro nascente que se combina con el grupo amina de las proteínas formando cloraminas. El ácido hipocloroso (HOCl) sufre una descomposición por acción de la luz y del calor liberando cloro libre y secundariamente oxígeno nascente



Las acciones del ácido hipocloroso dependen de su pH. En medio ácido o neutro predomina la forma ácida no disociada (inestable y más activa). En medio alcalino, prevalece la forma iónica disociada (estable y menos activa). Por ese motivo la vida de almacenaje de las soluciones de hipoclorito de sodio con pH elevado son más estables que las de pH próximo al neutro (solución de Dakin) que tienen una vida útil más corta. La solución de hipoclorito de sodio tiene baja tensión superficial, menor que la del agua.

Neutraliza los productos tóxicos porque actúa sobre las proteínas.

Es bactericida porque libera cloro y oxígeno nascente.

Tiene un pH alcalino. Neutraliza la acidez del medio transformándolo impropio para el desenvolvimiento bacteriano.

Deshidrata y solubiliza las proteínas, transformándolas en materiales fácilmente eliminables.

No irrita los tejidos vivos (solución de Dakin) y las soluciones más concentradas pueden ser usadas en dientes necrosados con o sin lesiones periapicales.

Es un agente blanqueador. Es una fuente potente de agentes oxidantes.

Es un agente desodorizante por actuar sobre los productos de descomposición.

CLORHEXIDINA

La clorhexidina fue desarrollada en los finales de los 1940s en los laboratorios de investigación de Imperial Chemical Industries Ltd (Manchester, Inglaterra). Es una sustancia básica fuerte y su forma más estable en sal. Actualmente se fabrica como gluconato de clorhexidina. Químicamente es una bisbiguanidina catiónica comercializada como sal de gluconato. Se ha demostrado que la clorhexidina posee gran afinidad hacia la pared celular de los microorganismos, lo que modifica sus estructuras superficiales, provoca pérdida del equilibrio osmótico y la membrana plasmática se destruye, por lo que se formarán vesículas y el citoplasma se precipita. Esta precipitación inhibe la reparación de la pared celular y causa la muerte de las bacterias.

La clorhexidina es eficaz contra microorganismos gram positivos, gramnegativos, levaduras, aerobios o anaerobios y facultativos; los de mayor susceptibilidad son estafilococos, estreptococo mutans, *S. salivarius*, bacterias coli; con susceptibilidad mediana el estreptococo sanguis y con baja *Klebsiella*. Los microorganismos anaerobios aislados más susceptibles son bacterias propiónicas y los menos cocos gramnegativos y *Veillonella*.

En diversos estudios se ha informado su posible utilidad como irrigante pulpar. Al parecer la clorhexidina ayuda a la adecuada regeneración de tejidos sin efectos tóxicos o irritantes, en comparación con otros agentes irrigantes tanto in vitro como in vivo. Asimismo, se han obtenido resultados satisfactorios en evaluaciones microbiológicas donde se ha comprobado la eficacia de la clorhexidina en conductos radiculares. También se ha empleado para la desinfección de los túbulos dentinarios con buenos resultados.

Es un antiséptico potente utilizado ampliamente en el control químico de la placa dentobacteriana en la cavidad oral. Mientras que para el control de placa se recomiendan concentraciones del 0.1 al 0.2%, para uso endodóntico como irrigante, la literatura sugiere la solución acuosa al 2%.

Se dice generalmente que la clorhexidina es menos cáustico que el hipoclorito de sodio. Sin embargo, la solución al 2% es irritante a la piel. Como también sucede con el hipoclorito de sodio, calentando la solución de clorhexidina de una concentración menor aumenta su eficacia local en el sistema de conductos radiculares y al mismo tiempo se mantiene la toxicidad sistémica más baja..

No puede ser recomendada como la solución principal para irrigación de conductos radiculares debido a que la clorhexidina no disuelve tejido necrótico remanente y es menos efectiva en bacterias gram-negativas (que predominan en infecciones endodónticas) y más efectiva en gram-positivas.

SOLUCIÓN SALINA ISOTÓNICA

Ha sido recomendada por algunos pocos investigadores porque minimiza la irritación y la inflamación de los tejidos. En concentración isotónica, la solución salina no produce daños conocidos en el tejido y se ha demostrado que expelle los detritos de los conductos con tanta eficacia como el hipoclorito de sodio. Produce gran desbridamiento y lubricación. Esta solución es susceptible de contaminarse con materiales biológicos extraños por una manipulación incorrecta antes, durante y después de utilizarla. La irrigación con solución salina sacrifica la destrucción química de la materia microbiológica y la

disolución de los tejidos mecánicamente inaccesibles, por ejemplo, los tejidos de los canales accesorios y de los puentes interconductos. La solución salina isotónica es demasiado débil para limpiar los conductos concienzudamente.

SOLUCIÓN SATURADA DE HIDRÓXIDO DE CALCIO (AGUA O LECHADA DE CAL)

DETERGENTES SINTÉTICOS

Los detergentes son sustancias químicas semejantes al jabón y que por lo tanto bajan la tensión superficial de los líquidos. Desempeñan la acción de limpieza gracias a la baja tensión superficial, penetran en todas las concavidades, anfractuosidades y se combinan con los residuos, atrayéndolos hacia la superficie y manteniéndolos en suspensión (en los casos de detergentes aniónicos) teniendo a continuación la necesidad de la remoción de estos residuos en suspensión lo que hacemos en endodoncia por medio de la aspiración.

Para que ese proceso tenga lugar son necesarios los siguientes fenómenos de superficie que nos son proporcionados por los detergentes.

a) Acción humectante. Mejorando el poder humectante del agua, las moléculas o iones detergentes penetran rápidamente en torno al “residuo” y por entre sus intersticios. Por la disminución de la adhesión entre aquél y el sustrato va a haber en consecuencia un humedecimiento total del mismo por la solución detergente.

b) Acción emulsionante y dispersante remoción del “residuo” de la superficie y mantenimiento en suspensión estable. Los detergentes no crean por sí mismo una dispersión aunque reducen la energía necesaria para que se forme esa dispersión. Y una vez formada la estabilizan por medio de 2 mecanismos:

Acción solubilizante. Se produce la solubilización no sólo del “residuo” polar (nivel de las interfases) sino también de aquél situado en medio de las micelas del detergente.

Acción espumante: la formación de espuma ayuda a la separación del residuo del sustrato, creando entre ambos una capa de aire sustrato, creando entre ambos una capa de aire aislante. La agitación mecánica es fundamental, dado que ella aumenta la superficie de contacto entre la solución detergente y la impureza. El calor facilita la solubilidad de los detergentes, disminuyendo por otra parte la viscosidad del residuo graso, volviéndolo de ese modo más fácilmente dispersable.

Por no coagular la albúmina y gracias a la baja tensión superficial esas sustancia penetran profundamente en todas las concavidades los canalículos y las anfractuosidades del conducto radicular humedeciendo los restos orgánicos y los microorganismos de su interior, manteniéndolos en suspensión después que son removidos por una nueva irrigación y aspiración.

Detergentes aniónicos:

Sulfato de sodio lauril. Es una mezcla de sulfato de sodio alquil teniendo como principal constituyente al lauril de sulfato de sodio. Es bastante soluble en agua y sus propiedades humectantes están unidas a su proceso de ionización.

Éter de lauril dietilenglicol en sulfato de sodio. Este detergente diluido en agua recibe el nombre de Tergentol y ha sido ampliamente usado en endodoncia.

Detergentes catiónicos:

Cloruro de benzalconio: tensoactivo muy conocido con diversos nombres comerciales (Zephiran, Germitol, Benzal, etc.) Una solución al 0.1% tiene un alto poder bacteriostático, bajo poder inflamatorio, con largo tiempo de vida útil y relativamente inocuo.

Derivados de amonio cuaternario:

Cloruro de cetil piridina.

Cetil trimetil amonio.

Salvizol.

QUELANTES.

Se denominan quelantes las sustancias que tienen la propiedad de fijar los iones metálicos de un determinado complejo molecular. El término quelar es derivado del griego “Khele” que significa garra, así como de la palabra “quelípodo”, esto es, pata de ciertas especies de crustáceos que terminan en pinza o garra como el cangrejo y que sirven para aprisionar a sus alimentos.

Los quelantes que presentan en el extremo de sus moléculas radicales libres que se unen a los iones metálicos actúan de manera semejante a los cangrejos. Esas sustancias roban los iones metálicos del complejo molecular al cual se encuentran entrelazados fijándolos por una unión coordinante lo que se denomina quelación.

La quelación es por lo tanto un fenómeno fisicoquímico por el cual ciertos iones metálicos son secuestrados de los complejos de que forman parte sin constituir una unión química con la sustancia quelante aunque sí una combinación. Este proceso se repite hasta agotar la acción quelante y por lo tanto no se efectúa por el clásico mecanismo de la disolución.

Las soluciones quelantes están indicadas para la preparación biomecánica de los conductos atresiadados o calcificados. Prácticamente inocuos para los tejidos apicales y periapicales, son recomendados tanto para los casos de biopulpectomía como para las necropulpectomías. A pesar de los excelentes resultados obtenidos con este producto en cuanto a la limpieza de los conductos radiculares, no lo indicamos sólo como solución irrigadora, sino también como un auxiliar para el ensanchamiento de los conductos atascados con dentina, calcificados o ambas cosas.

A pesar de que parece que el hipoclorito de sodio es el irrigante más adecuado, no puede disolver partículas de dentina inorgánicas y evitar la limalla o barrillo dentinario (smear layer). Por lo tanto se han recomendado agentes desmineralizantes como el ácido etilendiaminotetracético (EDTA) y el ácido cítrico.

ACIDO ETILENDIAMINOTETRACÉTICO (EDTA).

Nygaard Ostby sugirió primero la utilización del EDTA para la limpieza y ensanchamiento del conducto, posteriormente introdujo en EDTAC con Cetrimide (éste último un bromuro cuaternario amoniado, para reducir la tensión superficial y así favorecer la penetración).

Ni el ácido cítrico y el EDTA deben ser mezclados con el hipoclorito de sodio. Son sustancias que interactúan fuertemente entre sí. Tanto el ácido cítrico como el EDTA inmediatamente reducen la cantidad de cloro en la solución haciéndola inefectiva sobre bacterias y sobre el tejido necrótico

AGENTES OXIDANTES.

PERÓXIDO DE HIDRÓGENO. Al unirse con el hipoclorito de sodio produce burbujas que ayudan al escombro. Además la liberación de oxígeno va a destruir a los microorganismos anaerobios estrictos.

La utilización alternada de agua oxigenada e hipoclorito de sodio está indicada en los dientes que se han dejado abiertos para facilitar el drenaje, pues la efervescencia favorece la eliminación de los restos de alimentos y otras sustancias que hayan podido penetrar en el conducto.

Nunca se debe dejar sellado en el conducto peróxido de hidrógeno pues la continua liberación de burbujas puede producir microenfisemas periapicales y periodontitis grave.

1.2.4.4. PREPARACIÓN BIOMECÁNICA.

Debido a que los instrumentos fabricados con la aleación de níquel titanio pueden someterse a una tensión diez veces mayor que el acero inoxidable ordinario sin que ocurra deformación, se han diseñado varios instrumentos rotatorios que, utilizando motores eléctricos de baja velocidad, facilitan el procedimiento de ampliación y limpieza de los conductos radiculares. En estos motores se acoplan contraángulos reductores y podemos modificar los parámetros tanto del torque

como de velocidad a la que girarán los instrumentos adecuándolos a las instrucciones de cada fabricante de instrumentos rotatorios.



Figura 12.

Motor de endodoncia X-Smart (Dentsply-Maillefer. Ballaigues. Suiza).

Existen numerosas sistemas de instrumental rotatorio para la instrumentación de los conductos radiculares. De entre ellos desarrollaré la secuencia y particularidades generales del sistema ProTaper (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suiza).

Está constituido por seis instrumentos: tres para la configuración o preparación corono-apical del conducto (SX, S1 y S2) (figura13) y tres para el acabado de la zona apical (F1, F2 y F3) (fig. 14).



Figura 13. Limas Sx (sin anilla); S1 (anilla morada); S2 (anilla blanca).



Figura 14. Limas F1 (anilla amarilla, F2 (anilla roja); F3 (anilla azul).

Se trata de instrumentos confeccionados con una aleación de níquel-titanio, de conicidad variable y progresiva, con unas espiras más separadas unas de las otras a medida que nos acercamos al mango, una sección en forma de triángulo equilátero (figura 15) con los lados convexos lo que reduce el área de contacto entre la lima y las paredes de la dentina. El mango tiene una longitud de 13 mm para favorecer el acceso a los dientes posteriores, con un tope de silicona de 1,5 mm. La punta del instrumento es ligeramente activa. Su mejor indicación son los conductos estrechos y curvos ya que son muy flexibles y con buena capacidad de corte (9).

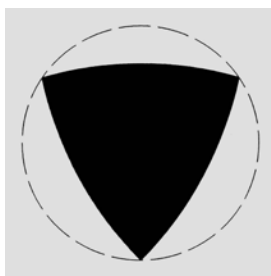


Figura 15. Sección de un instrumento ProTaper.

Las limas S se caracterizan por aumentar de conicidad a partir de D0 en dirección al mango. Su objetivo es crear una preparación corono-apical con una conicidad progresiva y continua desde la entrada del conducto en la cámara hasta la porción apical del mismo.

La lima SX tiene una longitud de 19 mm con un segmento cortante de 14 mm. El calibre en D1 es de 0,19 mm y la conicidad del 3,5%. Ésta va aumentando progresivamente hasta D9 donde es del 19% con un calibre de 10,9. Luego la conicidad se mantiene constante en un 2% hasta D14 donde el calibre es de 1,19 mm.

Las limas S1 y S2 tienen una longitud de 21 o 25 mm con un segmento cortante de 14 mm. La S1 tiene en D1 una conicidad del 2% y un calibre de 0,17 mm; la conicidad y el calibre aumentan progresivamente hacia el mango hasta ser en D14 del 11% y 1,19 mm respectivamente. La lima S2 tiene en D1 una conicidad del 4% y un calibre de 0,20 mm; la conicidad y el calibre aumentan de forma similar a la S1 de modo que en D14 la conicidad es del 11,5% y el calibre de 1,19 mm.

Las limas F se caracterizan, por el contrario, por tener su mayor conicidad en la punta, disminuyendo ligeramente en dirección hacia el mango. La F1 tiene en D1 una conicidad del 7% y un calibre de 0,20 mm, la F2 del 8% y 0,25 mm y la F3 del 9% y 0,30 mm. En D14 las conicidades son del 5,5% para F1 y F2 y del 5% para F3, con un calibre próximo a 1,2 mm.

Ello permite preparar los conductos complicados con cuatro o seis limas como máximo en función del calibre apical que deseemos alcanzar. Con las limas S se crea una conicidad progresiva corono-apical alcanzando un calibre de 20 y una conicidad del 4% en D1. Con la lima F1 se incrementa la conicidad hasta un 7% y se mantiene el mismo calibre. Con la F2 se aumenta hasta el 8% y el calibre es de 0,25 mm y con la F3 del 9% y 0,30 respectivamente. Ello dependerá del calibre apical inicial del conducto, de la curvatura del mismo y de la técnica de obturación (9).

La descripción de la secuencia empleada es la siguiente: Como anteriormente se ha explicado, se permeabilizará el conducto con limas 10 y 15 hasta donde se consiga penetrar tras haber irrigado la cámara pulpar con una solución de hipoclorito sódico. En conductos difíciles empezamos con la S1 pues su calibre apical es el menor (0,17). Se trabaja a 250-300 r.p.m. tras haber lubricado el instrumento con un gel hidrosoluble como el Glyde, avanzando lentamente hacia apical hasta hallar resistencia tras lo cual retiramos el instrumento sin

dejar de girar. Luego utilizamos la SX hasta hallar resistencia. Con ella efectuamos ligeros movimientos de entrada y salida del conducto, con suavidad, como si pinceláramos el conducto, ya que al ser la lima que presenta mayor conicidad en D9 nos irá eliminando las interferencias de la zona más coronal del conducto.

Determinamos la longitud de trabajo con una lima 10-15. Iniciamos de nuevo la instrumentación con la lima S1. Muchas veces con ella se puede alcanzar la constricción apical. Si no se consigue recapitularemos sucesivamente con la SX y la S1 hasta que ésta lo consiga. No olvidaremos mantener abierta la luz de la zona final del conducto pasando tras cada instrumento rotatorio la lima de permeabilización apical o LPA (calibre 08 o 10). A continuación y tras irrigar en abundancia alcanzaremos la longitud de trabajo con la S2. La lima F1 prepara el conducto en toda su longitud consiguiendo un calibre apical de 20 y una conicidad en este nivel del 7% lo que es adecuado para las técnicas que plastifican con calor la gutapercha. Si se desea y el conducto lo permite podemos proseguir con las limas F2 y F3 lo que facilita la obturación de los conductos especialmente si se utiliza la técnica de la condensación lateral.

Con este sistema se consigue con bastante facilidad unos conductos con una adecuada y progresiva conicidad desde la cámara hasta la zona apical, con escasa eliminación de dentina, una sección circular, un conducto centrado y un calibre apical moderado.

Una serie de precauciones deben tomarse para conseguir una buena conformación del conducto y disminuir el riesgo de roturas de instrumentos, la mayoría comunes a todos los sistemas de instrumentos rotatorios mecanizados:

- Velocidad lenta y continua entre 250 y 300 r.p.m.
- Irrigar los conductos tras el uso de cada instrumento y lubricar éstos con un gel hidrosoluble.
- Pasar con frecuencia la lima de permeabilización apical (08-10) para evitar taponamientos apicales y mantener abierta la luz del conducto.

- No forzar nunca las limas; se emplean hasta hallar la mínima resistencia y entonces se retiran sin dejar de girar.
- Graduar el torque del motor en valores bajos.

1.2.2.5. OBTURACIÓN DE LOS CONDUCTOS RADICULARES.

Se tratará de una obturación tridimensional de todo el sistema de conductos radiculares que previamente se ha instrumentado y desinfectado con materiales que sellen herméticamente y que no sean irritantes para el organismo. El objetivo de este tratamiento será pues, la obliteración total del conducto radicular y el sellado perfecto del ápice en el límite cemento dentinario por un material de obturación inerte.

Según Maisto, la obturación de conductos radiculares consiste esencialmente en reemplazar el contenido natural o patológico de los conductos por materiales inertes o antisépticos bien tolerados por los tejidos periapicales (11).

Para Sommer, el sellado hermético de un conducto -implica la obliteración perfecta y absoluta de todo el espacio interior del diente en todo su volumen y longitud (12).

Grossman dice que la función de la obturación radicular es sellar el conducto herméticamente y eliminar toda puerta de acceso a los tejidos periapicales (13).

La finalidad de la obturación es reemplazar la pulpa destruida o extirpada por una masa inerte capaz de hacer de cierre para evitar infecciones posteriores a través de la corriente sanguínea o de la corona del diente.

Maisto resume los fines de la obturación en dos: anular la luz del conducto para impedir la migración de gérmenes del conducto al periápice, del periápice al conducto (perforaciones radiculares externas o internas, perforaciones, etc.) (11).

Para ello se hará uso de:

1.- Materiales Sólidos: En forma de conos o puntas cónicas prefabricadas, de tamaños y longitudes diferentes. Ejemplo conos de gutapercha, conos de plata, etc.

2.- Cementos, pastas o plásticos: Son aquellas pastas, cementos o plásticos que complementan la obturación de conductos rellenando irregularidades y discrepancias menores entre el material de obturación y las paredes del conducto. También actúa como lubricante y ayuda a asentar los conos, llena los conductos accesorios permeables y los forámenes múltiples.

Según Grossman, los materiales de obturación deben cumplir los siguientes requisitos: (13).

1. Debe ser fácilmente manipulable, con amplio tiempo de trabajo.
2. Debe tener estabilidad dimensional, sin encogerse ni cambiar de forma una vez insertado.
3. Debe ser capaz de sellar lateralmente y apicalmente el conducto, conformarse y adaptarse a las diferentes formas y perfiles de cada conducto.
4. No debe ser irritante para los tejidos periapicales.
5. Debe permanecer inalterado en ambiente húmedo y no ser poroso.
6. Debe permanecer inafectado por los líquidos tisulares y ser insoluble en ellos; no debe ser corrosivo ni oxidante.
7. Debe ser bacteriostático o, por lo menos, no contribuir al crecimiento bacteriano.
8. Debe ser radiopaco, fácilmente discernible en las radiografías.

9. No debe colorear la estructura dentaria.
10. Debe ser estéril o fácil y rápidamente esterilizable, en forma inmediata antes de la inserción.
11. Debe ser removible con facilidad del conducto, si fuera necesario hacer un retratamiento posteriormente o si se quisiera alojar un elemento de retención intrarradicular (poste, pin).

Según el mismo autor, los cementos empleados deben cumplir que:

1. Debe ser pegajoso cuando se lo mezcla y adherirse bien a las paredes de los conductos.
2. Debe tener tiempo de fraguado amplio, para permitir al clínico hacer los ajustes necesarios con respecto al material de obturación.
3. Debe ser capaz de producir un sellado hermético.
4. Debe tener partículas de polvo muy finas que se mezclen con facilidad con el líquido del cemento.
5. Debe ser radiopaco.
6. Debe expandirse al fraguar.
7. Debe ser bacteriostático.
8. Debe ser biocompatible, no irritar los tejidos periapicales.
9. Debe ser insoluble en los líquidos tisulares.
10. No debe manchar las estructuras dentarias.
11. Tiene que ser soluble en los solventes comunes, por si fuera necesaria su remoción.
12. No debe generar respuesta inmunitaria en los tejidos periapicales.

13. No debe ser mutagénico ni carcinogénico.

Existen numerosas técnicas de obturación de canales radiculares. Quizás la que tiene un uso más extendido sea la técnica de condensación lateral. Tiene por objetivo la obliteración tridimensional del conducto radicular con conos de gutapercha y sellador condensados lateralmente. A pesar de los defectos encontrados por diferentes autores es la más utilizada por su sencillez y seguridad y está avalada por muchos años de experiencias con éxito.

El cono de gutapercha principal o más largo se selecciona a partir del tamaño del último instrumento utilizado en toda su longitud para la preparación del conducto. El tamaño exacto de la punta de gutapercha debe obtenerse y ajustarse individualmente. Para rellenar las diferencias entre la gutapercha y la pared del conducto radicular debe usarse, junto con el cono de gutapercha, un material de sellado con el que sólo es necesario recubrir las paredes laterales antes de inundar el conducto en su totalidad. Acto seguido se coloca el cono ajustado hasta la longitud medida previamente y se empieza el proceso de condensación lateral. Los espaciadores son instrumentos largos, cónicos y en punta que se usan para comprimir la gutapercha contra las paredes de los conductos, haciendo lugar para la inserción de conos accesorios del mismo grosor que el espaciador utilizado. Los condensadores tienen extremo apical plano y se usan para condensar verticalmente la masa de gutapercha. El proceso de espaciamiento se repite varias veces, hasta que los conos acuñados impiden todo nuevo acceso al conducto.

A partir de un estudio con isótopos radiactivos, Allison y cols. demostraron que cuando el espaciador penetra hasta las cercanías del espacio apical de la preparación, el sellado obtenido es mejor (14).

Con un instrumento calentado al rojo se cortan los extremos de los conos a nivel de la apertura coronaria, momento en el que la gutapercha es condensada verticalmente con un condensador frío.

Coexisten otras técnicas como el uso de gutapercha caliente bien en modo de barritas calentadas en un horno (sistema Thermafil) o bien técnicas que partiendo de la teoría de Schilder y su condensación

vertical de la gutapercha, hacen uso de aparatología específica para tal fin (sistemas System B, Calamus).

1.3. MARCO TEÓRICO

1.3.1.- Consideraciones del Níquel-Titanio.

El Nitinol (NiTi), fue descubierto por Buehler & Wang en 1.963 con el objeto de buscar una aleación no magnética y resistente al agua y a la sal para uso naval (15). No obstante, hasta 1988 no se incorporaría en odontología cuando Walia y cols. usaron un alambre de ortodoncia de Nitinol para fabricar limas manuales, pues vieron que eran 2 ó 3 veces más elásticas a la flexión y torsión y más resistentes a la fractura torsional que las habitualmente usadas limas de acero inoxidable (16).

Esta aleación tiene un 56% de Níquel y un 44% de Titanio de manera convencional y corresponde a las llamadas aleaciones con memoria de forma, constituyendo una sustancial mejora frente al acero inoxidable al favorecer la instrumentación de conductos curvos y minimizando el transporte apical. (17-21).

Los instrumentos de NiTi tiene un comportamiento no lineal al estar fabricados con un material cuyo comportamiento mecánico está determinado por la proporción y las características de sus fases microestructurales (22, 23). Dicho comportamiento puede representarse gráficamente mediante una curva con tres segmentos; el primero, es lineal, pues la aleación está en fase cristalina estable (austenítica); el segundo, es también lineal pero casi plano, pues el material está en transición de fase austenítica a martensítica, también llamada fase R o premartensítica (17, 21,22); el tercer segmento es no lineal y corresponde a la fase martensítica (23). Las características y proporciones relativas de cada una de ellas determinarán las propiedades mecánicas del metal (17).

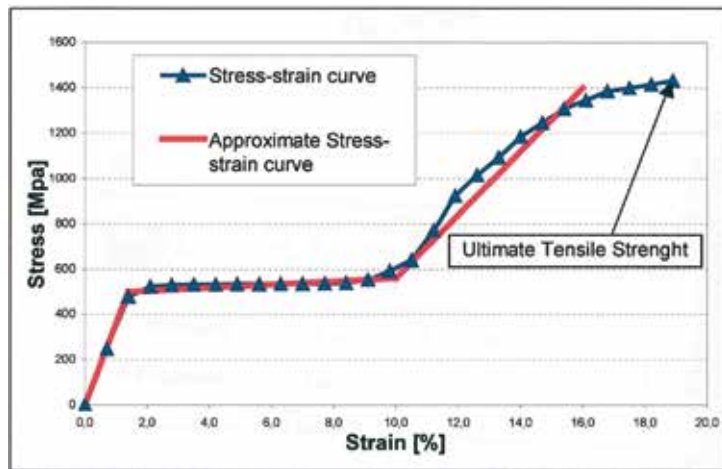


Figura 16. Comportamiento mecánico del metal (23)

En la última parte se puede observar que existe una zona elástica, un límite de elasticidad y un punto de fractura. Así pues, es la transición de fase austenítica a martensítica la que nos proporciona las características de ese material: la superelasticidad y la memoria de forma, esto es, la capacidad de recuperar su forma original tras ser deformado (17, 21, 23-25). Según diversos autores esta fase de transición depende del estrés y la temperatura (17, 23,-25, 26). Así pues, el estrés externo no transforma la estructura cristalina austenítica en martensítica, la cual puede adaptarse a un mayor estrés sin incrementar la tensión (17, 22).

Atendiendo a la temperatura, podemos definir la estructura martensítica como la fase de baja temperatura, con una estructura monoclinica B19, y la estructura austenítica como la fase madre o de alta temperatura, que presenta una estructura cristalina cúbica B2 (22, 27). Al calentar el NiTi de estructura martensítica va cambiando a estructura austenítica, y a la temperatura a la que este proceso comienza se le conoce como temperatura de inicio de transformación de la austenita (A_s) y a la temperatura a la cual termina, temperatura final de transformación de la austenita (A_f). Cuando se alcanza o se sobrepasa dicha temperatura, el material completa su transformación de memoria de forma y muestra sus características de super-

lasticidad (28, 29).

Del mismo modo, cuando el NiTi se enfría, empieza a cambiar a martensita. La temperatura a la cual comienza este fenómeno se denomina temperatura de inicio de transformación a la martensita (M_s), mientras que la temperatura a la cual termina es la temperatura final de transformación de la martensita (M_f) (22, 28). Este fenómeno da lugar a la memoria de forma. Durante esta transformación, la forma macroscópica de la martensita casi no cambia hasta que se le aplica una fuerza externa. En ese momento, la hexagonal de la martensita será fácilmente deformada mediante el proceso denominado twinned martensite o martensita reordenada, obteniéndose así la transformación total de la martensita (28) que según diversos autores se convertirá de nuevo en austenita con sólo eliminar esa carga (25, 30).

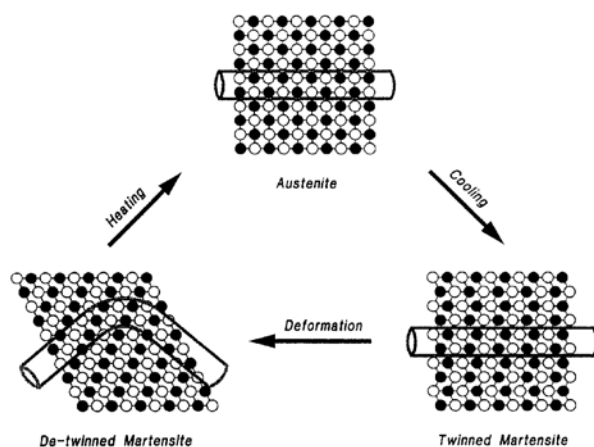


Figura 17. Diagrama que representa el efecto de memoria de forma de la aleación de NiTi. (28)

Así pues, la superelasticidad y la memoria de forma son muy dependientes del procesamiento termomecánico de la aleación de NiTi durante el proceso de fabricación (22, 31). Si bien es cierto que el proceso usado para la producción de limas de endodoncia es confidencial de cada marca, según Zinelis y cols, el NiTi se proporciona al fabricante en un estado trabajado en frío (conocido también como laminado o estriado) para después aplicar tratamientos térmicos adicionales que modifiquen sus propiedades mecánicas, debido a que las microestructuras en frío presentan menor ductilidad, lo que facilita los procesos posteriores (31).

Así, por debajo de 170°C la martensita permanece sin cambios en su estructura cristalina. Por encima, en cambio, comienza la reorganización y la transformación a austenita, siendo la temperatura entre los 450°C y 550°C a la cual se aplica el tratamiento térmico a las aleaciones de NiTi para obtener las propiedades de superelasticidad o de memoria de forma y lograr el equilibrio adecuado entre ambas para su aplicación (31, 32). Se necesita un mínimo de 640 °C para completar la transformación de martensita a austenita, esto es, para que se produzca la no deseada recrystalización (22, 27, 31, 32). De ahí que cualquier proceso de mecanizado adicional afecte a la temperatura de transición (18, 22, 25, 33).

Cabe señalar que los tratamientos térmicos a los que se someta el NiTi pueden modificar la temperatura de transformación, la cual, varía en función del tipo de aleación empleada (27). Además, la temperatura de transformación influirá en las propiedades mecánicas y el comportamiento del NiTi, el cual puede ser alterado por pequeños cambios en la composición, impurezas y tratamientos térmicos durante el proceso de fabricación (18, 21, 28, 34).

Actualmente los instrumentos usados como gold estándar para la preparación biomecánica de los conductos radiculares son las limas rotatorias de NiTi dada su alta flexibilidad y capacidad de corte que procurarán unas preparaciones centradas de modo muy rápido, lo cual preserva más estructura dentaria y limita el transporte apical (18, 24, 32). Además, la superelasticidad del NiTi permite mantener el foramen apical en su posición primitiva y no se requiere un precurvado del instrumento tal y como ocurre con los de acero inoxidable clásicos (24). Sin embargo, tienen como principal inconveniente que tienden a romperse de manera inesperada, esto es, sin deformación previa o desespíración alguna (35).

1.3.2.- Tipos de fractura.

Los tipos de fractura de los instrumentos rotatorios de NiTi se clasifican en fatiga cíclica y fatiga torsional (18, 19, 33, 35, 36). La fatiga cíclica de un instrumento es aquella que ocurre como consecuencia de la alternancia de ciclos de tensión–compresión, los cuales

son generados en el punto de máxima flexión del instrumento cuando rota libremente en el interior de un conducto curvo. Esta fractura se da de forma inesperada, esto es, sin signos previos de deformación plástica. Por otro lado, la fractura torsional ocurre cuando la punta del instrumento queda enganchada dentro del conducto radicular mientras el contraángulo, que sujeta el vástago, sigue girando (35, 37, 38, 39). De este modo, el límite elástico del instrumento es sobrepasado, resultando una deformación plástica, y consecuentemente, se fractura (37, 39).

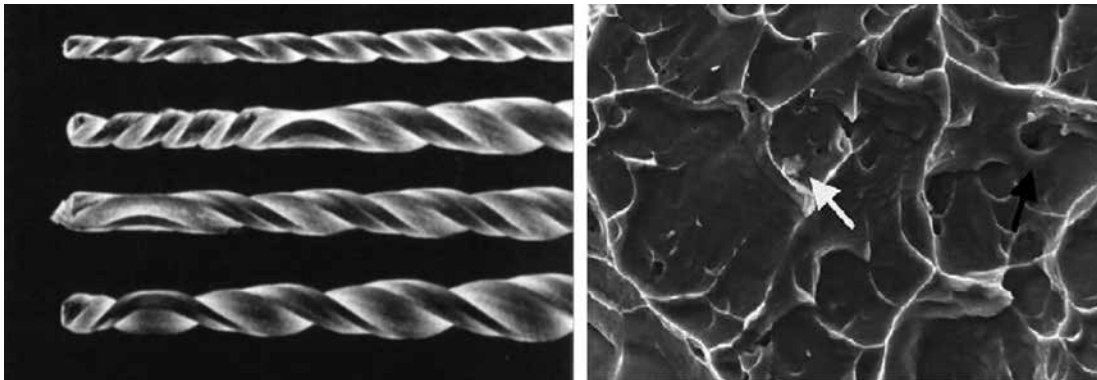


Figura 18.

Fractura por torsión. Limas Quantec®. Véase la reversión o torsión de las espiras en la zona de fractura (35). Imagen de la superficie de fractura (hoyos rasgados en el centro del instrumento) (19).

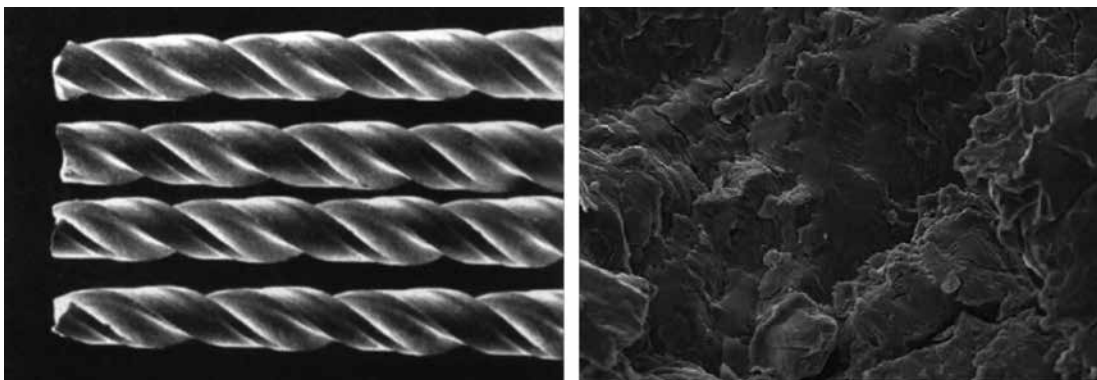


Figura 19.

Fractura por Fatiga cíclica. Limas Quantec®. Véase la ausencia de defectos visibles en la zona de fractura (35). Imagen de la superficie de fractura (estrías típicas en los extremos donde se alcanza la máxima curvatura) (19).

Los instrumentos cuando giran dentro de un conducto curvo sufren estrés, ya que la mitad del instrumento está en tensión (parte externa de la curva) mientras que la otra mitad está en compresión (parte interna de la curva). Por consiguiente, en cada rotación del instrumento en el interior de un conductor curvo se dará un ciclo completo de tensión-compresión (18, 40, 41), incrementando su fatiga cíclica con el tiempo, lo que da lugar a cambios microestructurales que provocarán la fractura súbita del instrumento (42). Se llegó a cuantificar la incidencia de roturas por fatiga cíclica o torsional resultando por el primer motivo el 70% de ellas y por fatiga torsional el 30% restante (43).

Si transportamos estos datos de laboratorio a la clínica, la fatiga cíclica se dará más en conductos curvos, mientras que la fatiga torsional puede ocurrir también en conductos rectos, aunque cuando se fractura una lima suelen coexistir ambas causas (38).

Por ello, lo ideal es no usar un mismo instrumento en más de una ocasión para evitar la fatiga con el paso del tiempo de uso, pero condicionantes económicos hacen inviable esta práctica ya que los instrumentos NiTi son caros, pero debemos andar con cautela y no acumular usos de los mismos (44, 45).

Parámetros que influyen en la fatiga cíclica	
Cinemática	Continuo<reciprocante
Aleación/diseño/tratamiento de superficie	NiTi < M-Wire
Sección transversal	>sección<resistencia
Velocidad de rotación	>velocidad<resistencia
Número de usos	<usos>resistencia
Parámetros que influyen en la metodología	
Ángulo de giro	>ángulo<resistencia
Radio de giro	<radio<resistencia
Geometría del canal artificial	Nº de curvas. Luz interior
Material del canal artificial	Acero<resist resina epoxi
Dispositivo estático/dinámico	Estático<Dinámico (picoteo)
Parámetros poco influyentes en la fatiga cíclica	
Nº de ciclos de esterilización en autoclave	
Experiencia del clínico (< deformación del canal)	
Inmersión en hipoclorito sódico	
Movimiento horario o anti horario	

Figura 20. Factores influyentes en la fatiga cíclica.

Los instrumentos endodóncicos con flexibilidad mejorada reducen los errores iatrogénicos causados por deformación del canal y mejoran la eficiencia y seguridad de la preparación del conducto radicular (46). Los factores que afectan a la flexibilidad de los instrumentos rotatorios de NiTi son la geometría del instrumento y su sección transversal y la composición y tratamiento termomecánico de la aleación metálica (41, 44, 47, 48, 49).

El diseño de la sección transversal determina directamente las propiedades mecánicas de las limas (23, 50) de modo que a mayor masa del instrumento (representada por el diseño de su sección transversal) en el punto de máxima curvatura, menor era la resistencia a la fatiga cíclica (51). Paralelamente, cuanto mayor sea el área de sección transversal que tenga un instrumento, más masa tendrá y por tanto, menos elástica y menos resistente a la fatiga cíclica será (23).

La masa del instrumento viene determinada por la geometría de su sección transversal (51). Por ejemplo, una sección de diseño de triángulo convexo como las limas Protaper (Dentply-Maillefer, Ballaigues, Suiza), tendrá una mayor masa y más superficie de contacto con las paredes de un conducto que una sección transversal en “S itálica”, como es el caso de las limas Mtwo (Dentply-Maillefer, Ballaigues, Suiza), que presenta menos masa y menor superficie de contacto (51).



Figura 21. Sección transversal de lima ProTaper F2 (triángulo convexo). (51)



Figura 22. Sección transversal de lima Mtwo 25/06 (forma de S itálica). (51)

Otro aspecto a tener en cuenta es que instrumentos de diámetros mayores acusan más la fatiga cíclica que de diámetros menores (40). Por tanto, en instrumentos de mayor conicidad la resistencia a la fatiga cíclica disminuye, pues estas limas acumulan mayor estrés interno cuando se curvan para adaptarse a la curvatura del conducto (24, 52), si bien es cierto que pueden gozar de mayor resistencia a la fractura por torsión (53).

En cuanto a la metodología empleada en estudios para evaluar la resistencia a la fatiga cíclica varios factores son los que afectan del siguiente modo (40): a mayor área de sección transversal de la lima, a mayor masa de metal, a mayor conicidad de la lima, a mayor ángulo de curvatura del conducto artificial, y a menor radio de curvatura del mismo, menor será la resistencia del instrumento a la fatiga cíclica.

Si hablamos del tipo de aleación, a lo largo del tiempo evolucionamos desde el Nitinol hasta la actual CM-Wire, de propiedades mecánicas mucho más superiores, debido a la proporción de los elementos distinta o a tratamientos térmicos. (22). Esto es, desde las primeras Profile (42, 54) en las que el alambre puro de Nitinol SE508 se sometía a templeado en frío y después se pasaba por termociclado bajo presión para posteriormente fabricar el instrumento mediante un proceso de fresado (grinding), este proceso se ha usado para fabricar otros sistemas como Protaper, K3, RaCe, GT y Flexmaster entre otras (54).

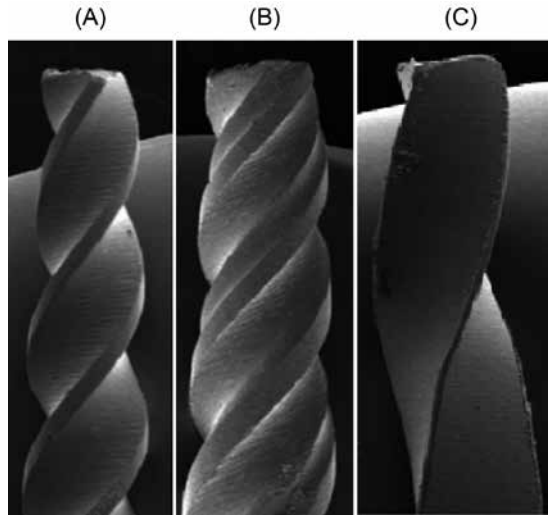


Figura 23. Limas de NiTi convencional fracturadas por fatiga cíclica.(A) Profile, (B) K3, (C) RaCe (48).

Más adelante, en 2007 nace la aleación M-Wire (Dentsply Tulsa Dental Specialities), resultado de elaborar el alambre de nitinol en bruto bajo una tensión específica y unos tratamientos térmicos a diferentes temperaturas, resultando un material que incluye una parte tanto en fase martensítica como fase R premartensítica manteniendo su estado pseudoelástico (18, 33, 54). De esta aleación son ejemplos las limas Profile GT Series X, Profile Vortex , Vortex Blue y una de las que nos ocupa en este estudio, la lima ProGlider. Con esta aleación, los fabricantes defienden una mayor flexibilidad y un aumento de la resistencia a la fatiga cíclica frente a las limas de NiTi convencional (22).

En 2008, SybronEndo desarrolló un nuevo proceso de fabricación dando lugar al sistema TF (Twisted files). Estos instrumentos se crearon mediante una transformación de estructura de un alambre de NiTi puro en fase austenita a fase R mediante un proceso térmico de calentamiento y enfriamiento (22, 55, 56). En fase R, el NiTi no puede ser fresado, pero sí trenzado (twisted), por lo que se somete a este proceso junto a repetidos ciclos de calentamiento/enfriamiento para mantener su nueva forma (R-phase twisted) y volver de nuevo a la estructura austenítica (30, 55, 57). En la fase R la aleación muestra sus características de superelasticidad y memoria de forma, por lo que una lima fabricada de este modo debe ser más flexible que todos los sistemas anteriores (48, 56).

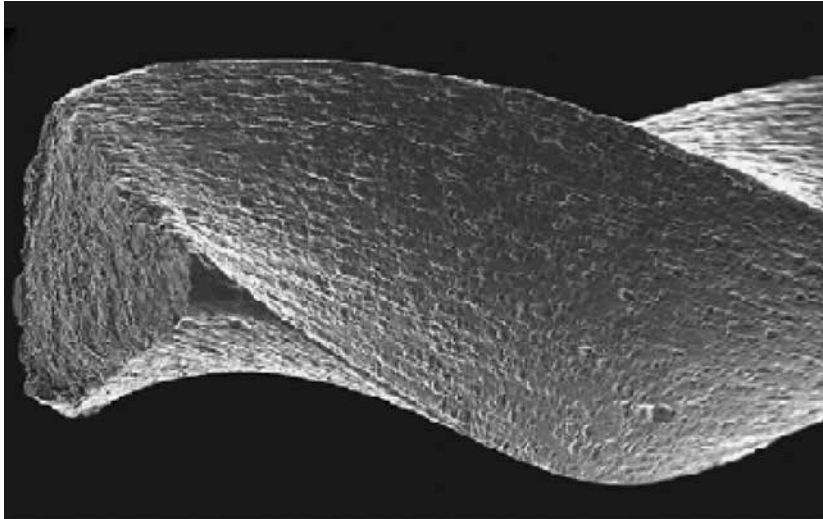


Figura 24. Lima TF fracturada por fatiga cíclica (58).

Finalmente, es en 2010 cuando se desarrolla la aleación CM-Wire (DS Dental, Johnson City, TN) (17). Los instrumentos fabricados usando esta aleación se sometieron a un proceso termodinámico especial que controla la memoria del material. De este modo son extremadamente flexibles sin la memoria de forma de otras limas NiTi (22, 59), siendo hasta incluso un 300-800% más resistentes a la fatiga cíclica que instrumentos de NiTi convencional (61, 62). Entre otras marcas, destacaremos los sistemas Typhoon CM, Navy CM, Hyflex CM (26).



Figura 25. Lima Hyflex® CM nueva (26).

El instrumento rotatorio de NiTi Proglider (PG; Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suiza) consiste en un único instrumento de conicidad variable progresiva. Ha sido elaborado usando la aleación NiTi M-Wire para mejorar la flexibilidad y la resistencia a la fatiga cíclica tal y como proclama su fabricante. El instrumento PG está disponible en longitudes de 21, 25 y 31 mm con tamaño de punta 16 y conicidad 02 a ese nivel. Luego, pasará a conicidad del 4% (Dentsply-Maillefer 2014). Esta mayor conicidad está ideada para que el instrumento sea estrecho en la punta y facilitar así la permeabilización de los conductos radiculares, y sea ancho en la parte coronal para facilitar el preflaring de dichos conductos, esto es, facilitar el acceso coronal al conducto eliminando la dentina causante de que la lima entre excesivamente curvada al canal.

El instrumento Pathfile (PF; Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suiza) es otro sistema rotatorio de NiTi usado para la localización de conductos y creación del glidepath, y consta de una secuencia de tres limas. Éste está fabricado con una aleación austenítica convencional de NiTi con tamaños de punta ISO 13, 16 y 19 y conicidad 02 con una sección transversal cuadrada (60).



Figura 26

Instrumento ProGlider y Pathfile (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suiza). (60)

Si atendemos al método de fabricación, existen desde las fabricadas con el grinding tradicional hasta las manufacturadas mediante tratamientos térmicos combinados (26, 48, 61).

Mediante grinding: encontraremos ejemplos en los sistemas Pro-taper, Profile, k3 y flexmaster. A microscopía electrónica se han observado hendiduras en su superficie, así como rugosidades antes y después de varios ciclos de autoclave. Estos defectos son el preludio de zonas de microcracks, que pueden propagarse a lo largo del instrumento durante los ciclos de tensión-compresión ocasionando la fractura del mismo (48, 61).

Para eliminar dichas irregularidades y el estrés residual que genera el grinding surgió el electropulido, que consiste en eliminar la capa externa del metal dejando la superficie limpia de toda impureza o microcrack. Esta técnica se usa para fabricar los sistemas RaCe y Endosequence entre otros. Trata de introducir el metal en una solución altamente iónica en la que pasa una corriente eléctrica para llevar a cabo una remoción electroquímica controlada. Existe, en cambio, controversia en cuanto a si este electropulido afecta a la resistencia a la fatiga cíclica (48, 62, 64).

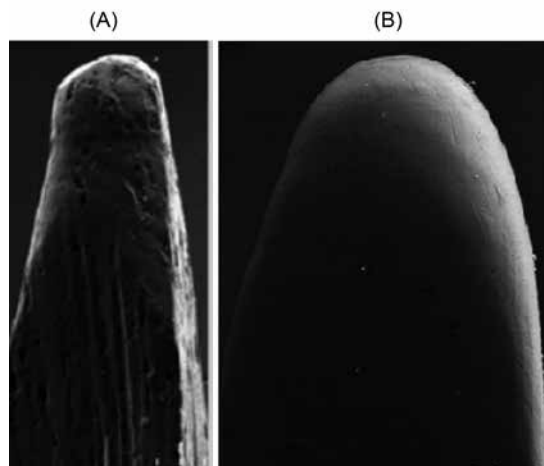


Figura 27
Defectos de superficie en limas TF (A) y RaCe (B). (48)

Las limas TF son desarrolladas mediante trenzado y un tratamiento térmico de R-fase. De este modo, se mejora la resistencia a la fatiga cíclica y la flexibilidad de las limas, pues optimiza la estruc-

tura del metal y elimina la formación de microcracks, haciendo los instrumentos aún más duraderos (32, 56).

La tecnología M-Wire fue de las primeras en que se trató térmicamente la aleación de NiTi para su uso en endodoncia, siendo junto al método de fabricación de las limas TF y CM-Wire, uno de los métodos más innovadores y que mejores propiedades mecánicas confieren a sus instrumentos al controlar su microestructura mediante tratamientos térmicos capaces de modificar sus temperaturas de transición, que son las responsables de la superelasticidad y memoria de forma de las aleaciones NiTi, lo que a su vez condiciona la resistencia a la fatiga cíclica de las limas (18, 22, 59).

Otro tema muy controvertido es el relativo a los ciclos de autoclave a los que se sometan los instrumentos.

Debido a que las propiedades de memoria de forma y superelasticidad son muy dependientes de la historia de tratamiento termomecánico del instrumento, se pensó que un tratamiento térmico adicional de los mismos durante la esterilización en autoclave podrían incrementar su flexibilidad (21, 47). Sin embargo otros autores esgrimieron que debido a que las temperaturas de transformación de la estructura cristalina son altas, no era muy probable que los tratamientos térmicos resultantes de la esterilización en autoclave tuvieran efectos significativos en la reordenación de tales estructuras, y por tanto, sólo tendrían efecto positivo en la resistencia a la fatiga cíclica si se consiguieran temperaturas lo suficientemente altas durante la esterilización (32). Otra corriente, en cambio defiende que los métodos de esterilización pueden incrementar la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos de NiTi (65). Por el contrario, otros investigadores no lo creen así (32, 66). Y, para que no falte ninguna opinión, otro grupo de investigadores hallan distintos resultados dentro del mismo estudio (21, 47).

Hay varios factores que pueden influir en la efectividad de los instrumentos para pathfinding como son el diseño de la sección transversal, tipo de aleación, templado al calor, geometría de la punta y habilidad del operador (67). Se ha demostrado que los instrumentos PF posibilitaron una mejor conservación de la anatomía original del canal radicular, con menor modificación de la curvatura del canal y menos aberraciones del canal en comparación a las limas manuales k precurvadas de acero inoxidable (68, 69). Además, se ha visto que a la hora de realizar un preflaring mecánico, muestran resultados

similares tanto si se trata de clínicos con experiencia como sin ella (69), si bien es cierto que en manos experimentadas se observaban menos deformaciones del trayecto original del conducto que en manos inexpertas.

Entender el comportamiento mecánico de los nuevos instrumentos rotatorios para la localización de conductos de NiTi y su modo de actuación, ha sido esencial para el clínico a la hora de elegir el instrumento que le permita conseguir el resultado clínico ideal (70, 71, 72).

Así pues, el objetivo de este estudio fue evaluar y comparar la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos PG y PF. La hipótesis nula probó que no se presentan diferencias en las propiedades mecánicas entre ambos instrumentos.

2

JUSTIFICACIÓN

2. JUSTIFICACIÓN.

Como en el inicio explicaba, y debido a la plétora profesional, existe una tendencia general entre los odontólogos a desechar soluciones terapéuticas conservadoras como la endodoncia en pro de otras más mutilantes (extracción del diente afecto y posterior reposición mediante un implante osteointegrado), casi siempre guiados por motivos pecuniarios, pues les reportarán un mayor ingreso económico cuanto menos, a corto plazo.

Así pues ante una pieza que presenta una destrucción de magnitud medio-alta, la vía de tratamiento óptima debe ser siempre intentar conservar el diente si éste satisface todos los criterios para ello necesarios. Esto es, se deberá proceder al tratamiento endodóntico con la posterior restauración que en cada caso corresponda. Solo en caso de contraindicación de la endodoncia, pasaríamos a la extracción del diente y posterior reposición protética, pero nunca sería esta la primera opción sin valorar la preservación del diente primeramente.

La endodoncia es una técnica ciertamente compleja que requiere de grandes conocimientos, de tiempo clínico para llevarla a cabo y del uso de nuevos materiales que hagan incrementar la tasa de éxito del tratamiento. Entre estos últimos se encuentran los sistemas de instrumentos para crear un glide path (vía de deslizamiento) que nos va a facilitar la posterior instrumentación de los canales y disminuirá el riesgo de rotura de los instrumentos para ello empleados.

Aunque los instrumentos de Níquel-Titanio se han convertido en los habituales dentro de la terapéutica endodóncica ya que poseen alta flexibilidad y capacidad de corte, tienden a romperse de forma inesperada. De ahí que las investigaciones persigan el objetivo de mejorar las propiedades mecánicas de estos instrumentos para dotarlos de más flexibilidad y hacerlos más resistentes a la fatiga cíclica.

Así pues, dado que hasta la fecha no existen estudios que comparen la resistencia a la fatiga cíclica entre los instrumentos Pathfile y ProGlider a 4 y 8 mm de la punta, el objeto del presente estudio es comparar la resistencia a la fatiga cíclica de los dos principales sistemas usados para la creación del glide path y discutir su relevancia clínica.

3

HIPÓTESIS DE ESTUDIO

3. HIPÓTESIS DE ESTUDIO.

La hipótesis nula planteada en este estudio es que no existen diferencias significativas en la resistencia a la fatiga cíclica entre limas PathFile y ProGlider a nivel coronal y apical.

4

OBJETIVOS

4. OBJETIVOS.

El objetivo del presente estudio es comparar la resistencia a la fractura por fatiga cíclica entre los dos sistemas rotatorios de Níquel-Titanio para crear la vía de deslizamiento o glidepath: los instrumentos Pathfile y ProGlider, en D4 y D8, y discutir su relevancia clínica.

5

MATERIAL Y MÉTODO

5. MATERIAL Y MÉTODO.

5.1. VARIABLES DE ESTUDIO.

Ante unas mismas condiciones de velocidad, torque, ángulo y radio de curvatura, se analizan las siguientes variables:

Variables independientes: distancia que existe desde la punta de la lima hasta la zona donde se fatiga (variable métrica o cuantitativa continua).

Variable dependiente: tiempo que tarde en romperse la lima tras ser fatigada (variable métrica o cuantitativa continua).

5.2. MUESTRA. SELECCIÓN DE LOS GRUPOS.

Tras inspeccionar con magnificación (x20) cada instrumento para descartar cualquier irregularidad o deformación, se usaron 94 instrumentos Proglider y Pathfile de diámetro de punta y conicidad 16/02 distribuidos según tipo y distancia de la punta de la fractura.



Figura 28. Instrumentos ProGlider y Pathfile (Dentply-Maillefer, Ballaigues, Suiza). (60)

Los 94 especímenes se distribuyeron en 2 grupos. En el primero (n=54) se fijó el punto de máxima curvatura del conducto en D8. Y en el segundo (n=40), se fijó en D4.



Figura 29. Muestra de instrumentos fatigados durante este estudio.

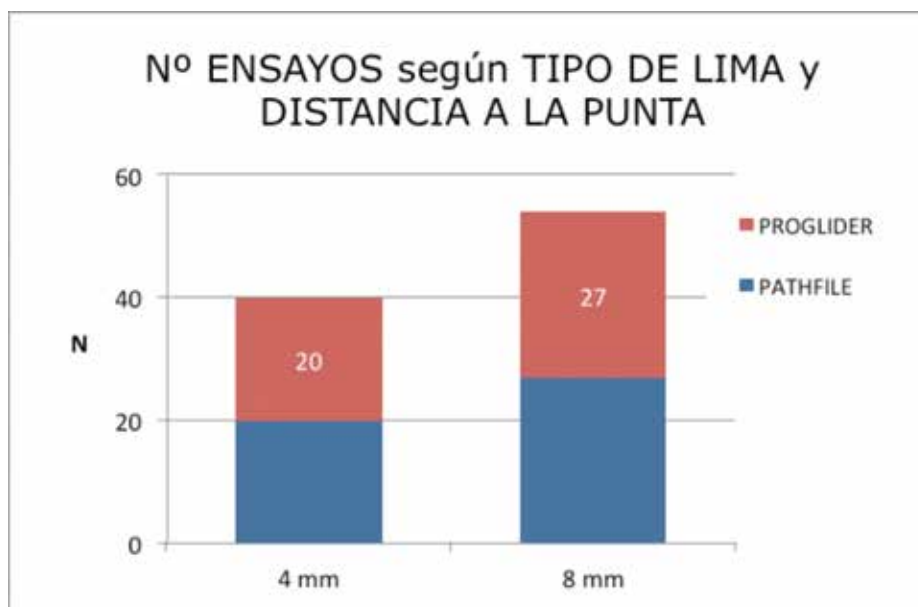


Figura 29. Distribución muestral.

El análisis descriptivo proporciona los estadísticos más relevantes para número de ciclos y tiempo de resistencia (Media, desviación estándar, mínimo, máximo y mediana).

El análisis inferencial tiene por objeto determinar si existen diferencias significativas en el número de rotaciones hasta fractura se-

gún tipo de lima y distancia a la punta (ensayo a 4 u 8 mm).

La normalidad de las medidas de número de rotaciones y tiempo se contrasta mediante el test de Kolmogorov-Smirnov; la homogeneidad de varianzas mediante la prueba de Levene. En ambos casos se han observado transgresiones de dichas hipótesis ($p < 0,05$); por lo que una transformación previa de tipo Box-Cox permitirá un enfoque de análisis paramétrico.

Se desarrolla un modelo lineal general de análisis de varianza (ANOVA) de dos vías, con factores entre-sujetos tipo de lima y distancia de evaluación. El modelo estimará los efectos principales de dichos factores, así como la interacción entre los mismos. Se desarrollarán comparaciones múltiples con la prueba de Bonferroni para estudiar el efecto del tipo de lima en cada distancia específica y, recíprocamente, el de la distancia dentro del tipo de lima.

El nivel de significatividad empleado en los análisis ha sido el 5% ($\alpha = 0.05$). Para el test F del modelo de análisis de varianza, con un nivel de confianza del 5% y considerando un tamaño del efecto de 0,25 (moderado), la potencia alcanzada es 0,67 en una muestra como la actual ($n=94$).

5.3. OBTENCIÓN Y RECOGIDA DE DATOS.

Hasta la fecha, no hay un estándar internacional específico para testar la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos rotatorios de endodoncia (73).

Para nuestro estudio se fabricó un dispositivo de metacrilato similar al que describió Gambarini y Lee (55), que consta de dos plataformas, una para fijar el contraángulo y otra para fijar los instrumentos, mediante unas guías que se fijan con tornillos para mantener los instrumentos en la posición deseada.

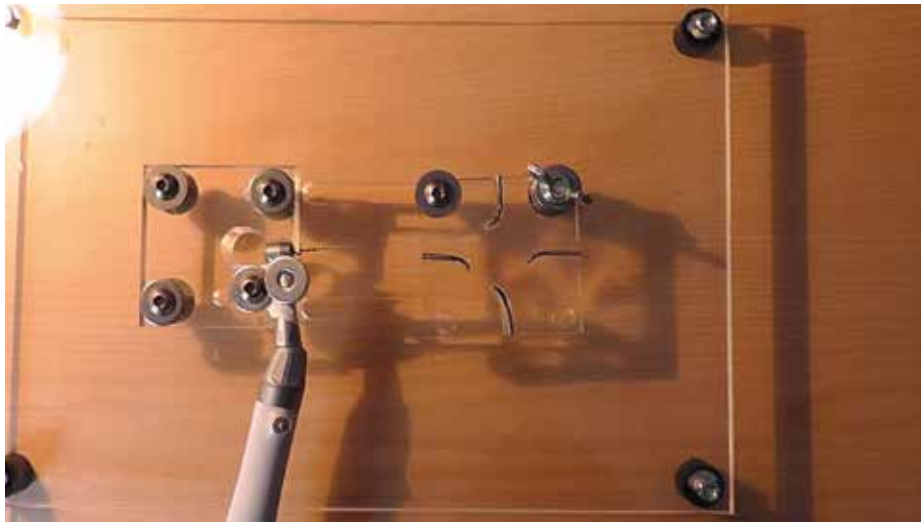


Figura 30. Dispositivo empleado para la realización del estudio.

La primera plataforma, sujeta el contraángulo que hacer rotar las limas a fatigar. Esta plataforma se desliza hacia delante y atrás por un carril manejado a través de un tornillo manual que permite que se acerque o aleje de la segunda plataforma.

La segunda plataforma, se desliza a lo largo de dos guías y se fijará manualmente mediante unos tornillos, y es la que contiene los conductos artificiales empleados, de 80° de curvatura y 2 mm de radio de curvatura, con puntos de máxima curvatura a 4 y 8mm de la punta.



Figura 31. Detalle del dispositivo usado



Figura 32.

Detalle de la plataforma donde quedan ubicados los conductos artificiales.



Figura 33. Canal artificial de 80° de angulación y 2 mm de radio de giro.

Así pues, se hicieron girar los instrumentos libremente en un conducto artificial de cromo-cobalto pre-sinterizado (de este modo tiene una dureza más parecida al conducto radicular natural, que si se hubiera llevado a cabo el habitual tratamiento del cromo-cobalto de sinterización a 980° C durante 20 minutos, resultando una aleación de una dureza excesiva) de 80° de ángulo y radio de curvatura de 2 mm, siguiendo las indicaciones del fabricante, esto es, a 300 rpm y 2

N.cm de torque usando un motor X-Smart (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suiza) con contraángulo reductor 16:1. Para minimizar la fricción del instrumento que pudiera sesgar los resultados, se lubricó con vaselina líquida el interior del conducto.



Figura 34. Motor X-Smart (Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Suiza).

El conducto fue fabricado mediante sinterización y su luz es 0,1mm más ancha que el diámetro de la lima en la zona de máxima flexión. Se labró una ventana en la parte superior del canal artificial coincidiendo con el punto de máxima curvatura con el objeto de poder visualizar el momento de rotura del instrumento.



Figura 35. Canales artificiales usados recién manufacturados.

Se cronometró el tiempo en segundos hasta la centésima hasta observar la fractura del instrumento y se tradujo en número de ciclos hasta la fractura siguiendo la siguiente ecuación:

$$\text{Número de ciclos hasta la fractura} = \text{tiempo hasta fractura(s)} \times \frac{\text{velocidad de rotación}}{60}$$

Los datos se analizaron mediante el software SPSS 22 (Chicago, IL, USA). El nivel de significatividad se fijó en un p valor <0,05 y se compararon los grupos con un test ANOVA de 2 vías y se aplicó la prueba de Bonferroni.

6

RESULTADOS

6. RESULTADOS.

NÚMERO DE CICLOS.

La tabla siguiente presenta los estadísticos descriptivos básicos para el número de ciclos:

Tabla 1.- Descriptiva del número de ciclos según tipo de lima y distancia a la punta

				N	Media	Desviación típica	Mínimo	Máximo	Mediana
DISTANCIA	4 mm	TIPO de LIMA	Total	40	274,68	128,00	116,62	541,45	249,90
			PATHFILE	20	157,85	19,58	116,62	199,92	154,11
			PROGLIDER	20	391,51	67,19	299,88	541,45	383,18
	8 mm	TIPO de LIMA	Total	54	4167,01	1498,02	2232,44	7538,65	4010,90
			PATHFILE	27	5448,13	990,09	3973,41	7538,65	5164,60
			PROGLIDER	27	2885,88	430,50	2232,44	4048,38	2832,20

El gráfico box-plot siguiente permite visualizar la distribución completa de valores de número de ciclos registrados por el investigador:

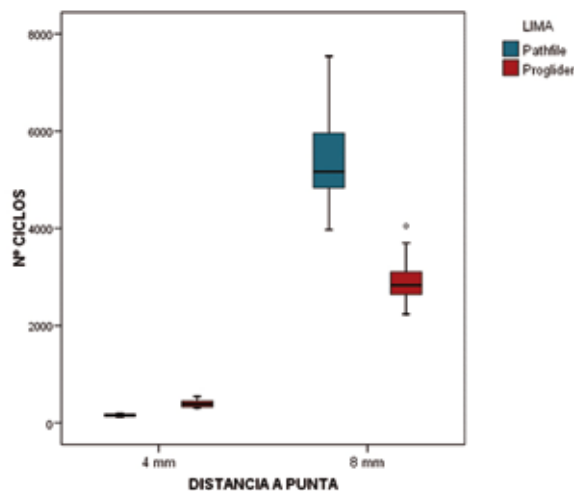


Figura 36. Gráfico Box-Plot de distribución de número de ciclos.

La caja concentra al 50% de los casos, siendo la mediana la línea horizontal que la divide. Los bordes superior e inferior de la caja se corresponden con el 1er y 3er cuartil, por debajo de los cuales está el 25% y 75% respectivamente de la muestra. Los “bigotes” se extienden hasta los valores en un rango aceptable, por encima de los cuales están los atípicos (circulados) y los extremos (estrellados).

Descriptivamente, es muy evidente que las distribuciones están a niveles distintos. El número de rotaciones es mayor con PROGLIDER que con PATHFILE en el ensayo a 4 mm de distancia de la punta (medianas 391,5 y 157,9) y, por el contrario, mayor con PATHFILE respecto a PROGLIDER a 8 mm de la punta (medianas 5448,1 y 2885,9). Sólo se identifica una lima del grupo PROGLIDER con un valor del número de ciclos atípicamente alto para distancia 8 mm.

Obsérvese que las dos distancias de trabajo definen dos poblaciones muy distintas en cuanto a la fatiga de los instrumentos, con medias y desviaciones muy dispares.

El gráfico siguiente presenta las medias y d.e. del número de ciclos correspondiente a las diferentes combinaciones de tipo de lima y distancia.

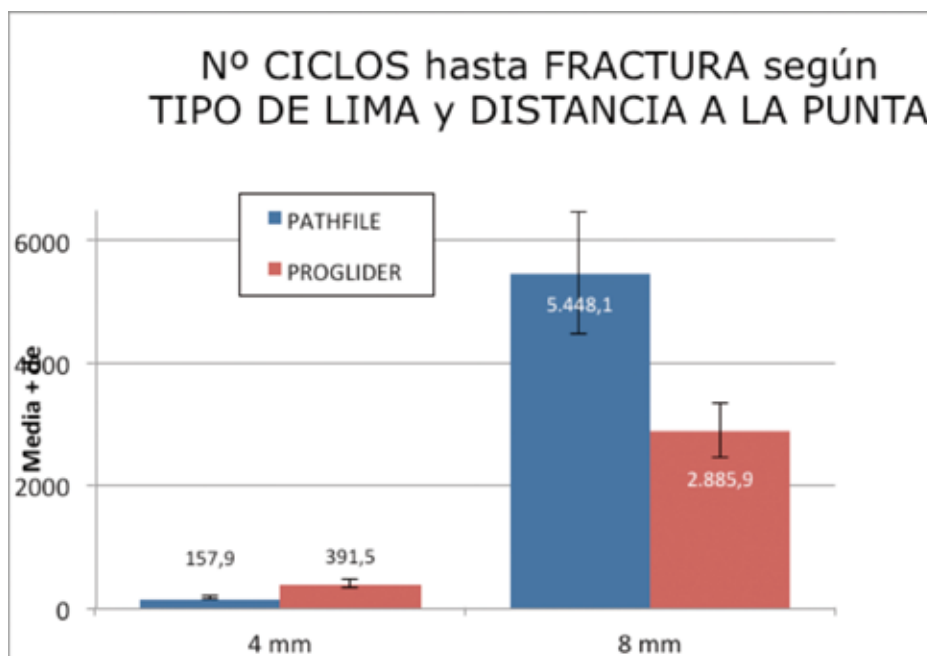


Figura 37. Medias y d.e. del número de ciclos

Esta representación también es importante, pues los modelos ANOVA posteriores contrastan realmente medias, más que distribuciones.

A continuación se exponen los resultados del ANOVA de dos vías:

Tabla 2.- ANOVA de dos vías: Resultados de los test de efectos entre-sujetos para variable dependiente nº de ciclos hasta la fractura.

	p-valor
Lima	0,259
Distancia	<0,001

Lima	* <0,001
distancia	***

***p<0,001; **p<=0,01; *p<0,05;

El valor del R^2 corregido para el modelo ANOVA anterior es 0,986, esto es, prácticamente toda la variabilidad observada en el número de ciclos del ensayo puede explicarse por la combinación de tipo de lima y distancia de evaluación.

El modelo destaca la interacción significativa ($p\text{-valor} < 0,001$) entre ambos factores. Ante una interacción significativa carece de sentido considerar los efectos de los factores de forma independiente, por lo que se interpretará la medida del número de ciclos en cada lima y distancia específica.

El siguiente gráfico de líneas muestra el nivel medio de ciclos según lima y distancia (permite visualizar mejor la interacción):

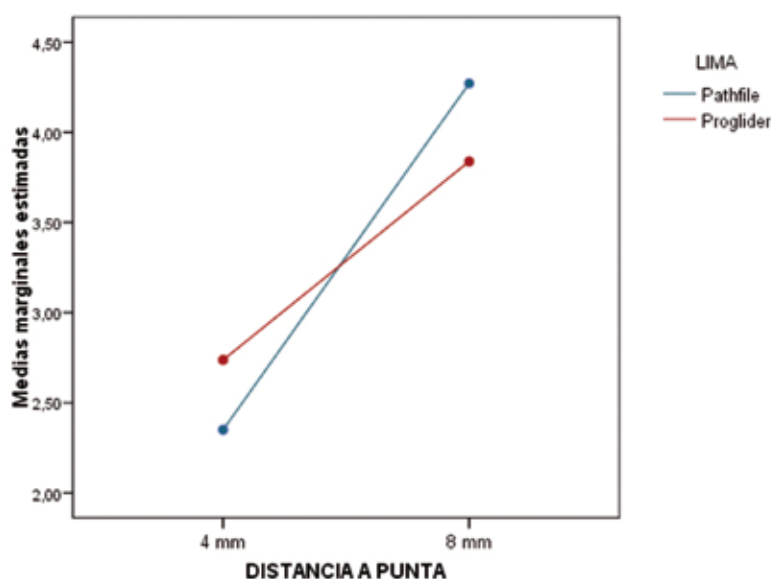


Figura 38. Nivel medio de ciclos según lima y distancia.

MUY IMPORTANTE: Se representan las medias de la transformada del número de ciclos, necesaria para el modelo lineal general estimado. Por eso, el eje vertical Y exhibe una escala que no se corresponde con la original.

Es evidente que la fatiga de una marca de lima depende de la distancia a la que se evalúe la fractura o, recíprocamente, la fatiga a una distancia fija depende del tipo de lima utilizado. Ésta es la inter-

pretación directa de la interacción anterior.

Las comparaciones múltiples de Bonferroni revelan que:

A una distancia de 4 mm de la punta, la lima PROGLIDER resiste un número de rotaciones significativamente superior a PATHFILE ($p<0,001$).

A una distancia de 8 mm de la punta, la lima PATHFILE resiste un número de rotaciones significativamente superior a PROGLIDER ($p<0,001$).

De forma análoga, podemos concluir:

Si se utiliza PATHFILE, el número medio de ciclos de funcionamiento a 8 mm es significativamente superior que a 4 mm ($p<0,001$).

Si se utiliza PROGLIDER, el número medio de ciclos de funcionamiento a 8 mm es significativamente superior que a 4 mm ($p<0,001$).

TIEMPO

La misma estrategia de análisis se seguirá para el estudio del tiempo hasta fractura (aunque más allá de la descriptiva, se espera exactamente el mismo resultado para el modelo ANOVA, pues el número de ciclos es un múltiplo exacto del tiempo):

Tabla 3.- Descriptiva del tiempo (seg) según tipo de lima y distancia a la punta.

				N	Media	Desviación típica	Mínimo	Máximo	Mediana
DISTANCIA	4 mm	TIPO de LIMA	Total	40	54,94	25,60	23,32	108,29	49,98
			PATHFILE	20	31,57	3,92	23,32	39,98	30,82
			PROGLIDER	20	78,30	13,44	59,98	108,29	76,64
	8 mm	TIPO de LIMA	Total	54	833,40	299,60	446,49	1507,73	802,18
			PATHFILE	27	1089,63	198,02	794,68	1507,73	1032,92
			PROGLIDER	27	577,18	86,10	446,49	809,68	566,44

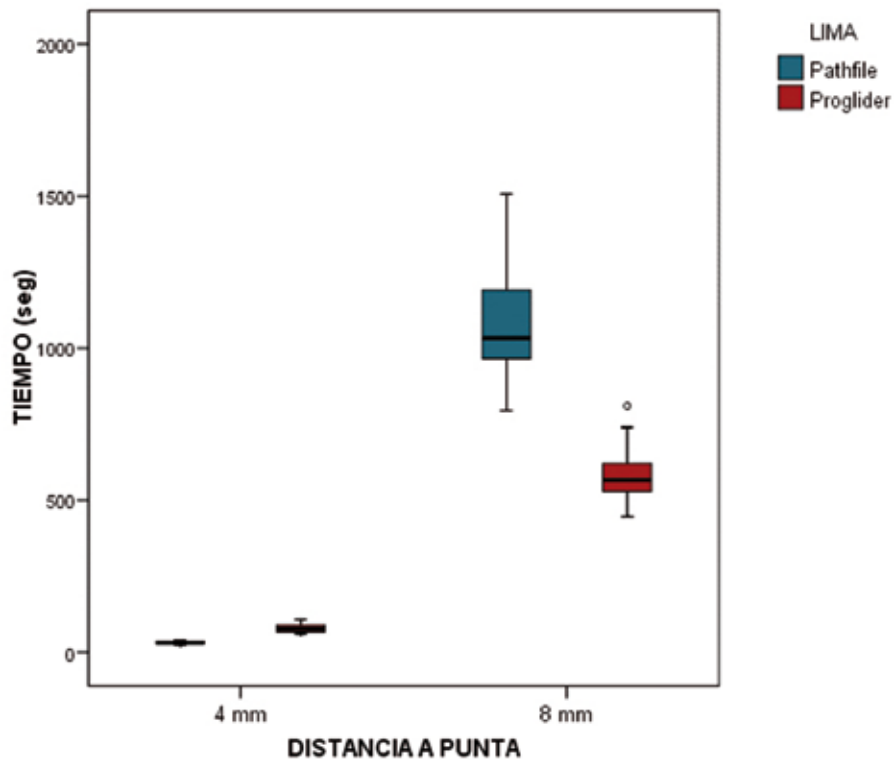


Figura 39. Tiempo (seg) según tipo de lima y distancia a la punta.

Salvo por el cambio de unidades, la representación en términos de tiempo es una copia de la presentada por número de ciclos. En términos de medias, se tiene:

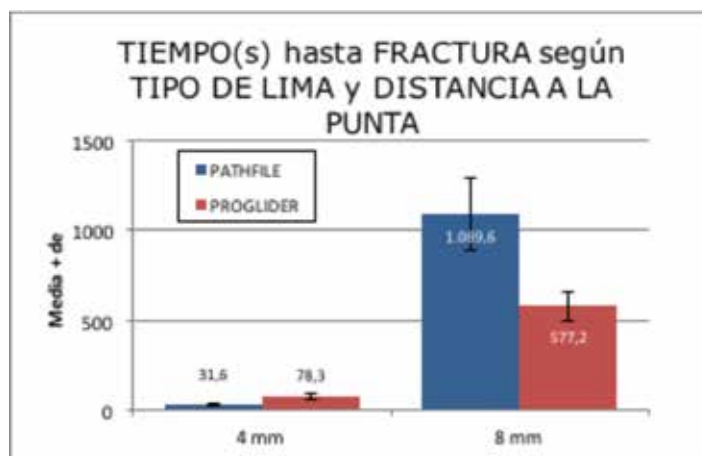


Figura 40. Media de tiempos de fractura.

El modelo ANOVA de dos vías compara el tiempo medio hasta la fractura de los diferentes grupos:

Tabla 4.- ANOVA de dos vías: Resultados de los test de efectos entre-sujetos para variable dependiente Tiempo hasta la fractura.

	p-valor
Lima	0,259
Distancia	<0,001 ***
Lima	* <0,001
distancia	***

***p<0,001; **p<=0,01; *p<0,05;

Los resultados son idénticos a los obtenidos para el número de ciclos.

Se detecta, de nuevo, el mismo efecto interacción entre lima y distancia ($p<0,001$), de donde se deriva que hay que estudiar cada uno de ellos dentro de los niveles del otro. A 4 mm de distancia, el tiempo de resistencia de PROGLIDER es significativamente mayor ($p<0,001$) y lo contrario sucede a 8 mm ($p<0,001$). Igualmente, las diferencias son significativas entre distancias de estudio dentro de cada una de las limas ($p<0,001$).

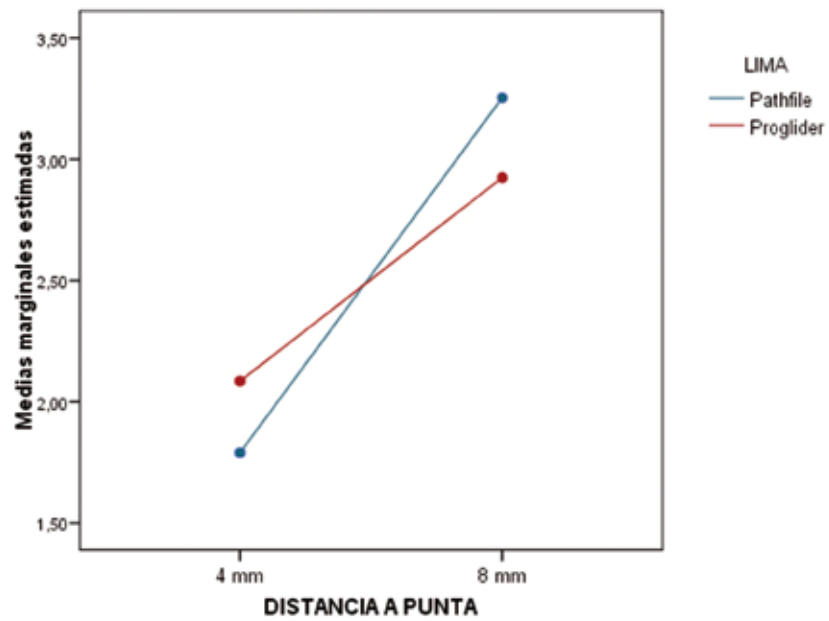


Figura 41. Diferencias entre distancias de estudio de las limas.

7

DISCUSIÓN

7. DISCUSIÓN.

Actualmente no existe un protocolo estandarizado para testar la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos rotatorios pues, el American National Standards Institute y la American Dental Association , en 1976 estandarizaron un protocolo para testar la carga por torsión de limas de NiTi usadas para la instrumentación manual pero no sobre fatiga cíclica (73, 74, 75), pues los test establecidos mantenían la punta bloqueada haciendo girar el resto del instrumento consiguiendo la fractura por causa torsional.

Sin embargo, para poder testar la resistencia a la fatiga cíclica, todos los sistemas rotatorios de NiTi deben rotar libremente dentro de un conducto (40) para que la fatiga no se produzca por bloqueo de su punta sino por una acumulación de fatiga en el metal. También, la constante evolución del diseño, cinemática y aleaciones de los instrumentos de NiTi hace necesario introducir dispositivos aceptados universalmente que permitan homogeneizar los diseño experimentales de los estudios y así poder comparar los resultados sobre resistencia de las limas a la fatiga cíclica.

Siguiendo esta línea, Plotino y cols. describen que el modelo ideal sería la instrumentación de conductos curvos en dientes naturales (73), ya que sería el método que más se aproximaría a la realidad clínica (76). Pero la forma de los conductos radiculares cambiaría durante la instrumentación, haciendo imposible la estandarización de las condiciones experimentales (48, 73). Es por eso que este estudio no pretende simular las condiciones clínicas y se centra en determinar las propiedades intrínsecas de las limas a través de un diseño experimental in vitro, en el que los instrumentos son rotados en unas condiciones controladas y reproducibles excluyendo posibles factores de confusión como la dentina, la torsión y las variaciones en la capacidad de corte, entre otros.

La resistencia a la fractura por fatiga cíclica ha sido ampliamente testada in vitro, de forma estática y dinámica, usando diferentes dispositivos tales como bloques de plástico o de metal, tubos cilíndri-

cos de metal o de cristal, agujas, pins para guiar la trayectoria de las limas entre otros, con varios diámetros internos y puntos de máxima curvatura, usando distintos ángulos y radios de curvatura, desde los 25° hasta los 90° con radios de 2 a 5 mm (73), lo que da lugar a sesgos en la metodología obteniéndose resultados dispares. Sin embargo, todos los estudios coinciden en el detalle de la falta de fijación de la lima dentro del conducto, pues la pérdida de ajuste del instrumento respecto a las paredes del conducto, hace que pueda vibrar en el espacio intraconducto dando lugar a cambios en la magnitud del estrés, lo que conlleva a variaciones en los resultados. Así, los conductos artificiales deberían ser diseñados específicamente para cada instrumento a testar en términos de tamaño y conicidad, proporcionando así una trayectoria específica a lo largo de todo el conducto, pues, si el conducto artificial no es idéntico en tamaño y forma al instrumento, su trayectoria no responderá a los parámetros establecidos, ya que al no estar lo suficientemente confinado el instrumento en las paredes del conducto, tendería por su elasticidad a su forma recta original, alineándose en una trayectoria de mayor radio y menor ángulo de curvatura de los establecidos (77). En este estudio, puesto que los canales fueron creados exprofeso para los instrumentos a estudiar (Proglider y Pathfile), eliminamos cualquier sesgo en los resultados debidos a este problema.

Dado que las limas tienen un diámetro ascendente desde la punta hasta el mango, un dispositivo para testar limas diferentes niveles, como el del presente estudio, debe tener conductos de diferentes diámetros, proporcionando así unas condiciones de testeo similares en cualquier punto elegido (77). Así pues, en este estudio, cada lima se coloca en el conducto 0,1mm superior a su diámetro en la zona de máxima flexión para asegurar el ajuste de la lima en el conducto.

Normalmente, existe un mínimo contacto entre las limas y las paredes de los canales artificiales, donde uno de los lados está siempre fuera de contacto. De este modo, las limas en los conductos del dispositivo empleado, contactan en tres puntos, razón por la cual este test evalúa estrictamente la fatiga cíclica del material de la lima y no variables de confusión como bloqueo de las limas, torsión o diferencias en el corte.

El dispositivo usado para el presente estudio fue diseñado para analizar la fatiga cíclica de forma estática. En contra a este tipo de dispositivos que testean la resistencia a la fatiga cíclica haciendo girar las limas repetidamente sobre una zona de máxima curvatura dentro de un conducto, hay autores que consideran que, mientras que en estos casos la máxima deformación del instrumento siempre curre en la misma región del mismo, los movimientos clínicos de picoteo pueden cambiar los puntos de estrés continuamente durante la instrumentación, haciendo que se distribuya a lo largo del instrumento convirtiendo los test dinámicos, en el modelo más adecuado para comprobar la resiliencia a la fatiga cíclica (48). Siguiendo esta corriente también se defiende que la concentración de los ciclos de tensión-compresión en un área del instrumento disminuye significativamente el número de ciclos hasta la fatiga (NCF), induciendo cambios microestructurales en la aleación, lo cual no ocurriría durante los movimientos de picoteo, al permitir distribuir el estrés a lo largo de la lima (58).

En el presente estudio, los instrumentos fueron testados a una longitud constante de forma estática, ya que el objetivo perseguido es analizar la capacidad que tiene el metal de los instrumentos Proglider y Pathfile de soportar los ciclos de tensión-compresión a determinados niveles, concretamente en D4 y D8. Un modelo estático como el aquí empleado, hace más reproducibles los resultados, algo de suma importancia cuando se trata de comparar diferentes instrumentos y no solo de evaluar la resistencia a la fatiga cíclica de una lima concreta reproduciendo una situación clínica.



Figura 42. Limas Proglider y Pathfile fracturadas por fatiga cíclica.

Este dispositivo se fabricó con el mismo ángulo y radio de curvatura (80° y 2mm respectivamente) (36), pero con diferentes diámetros internos, y situando la zona de máxima curvatura a 4 y 8 mm de la punta del conducto asegurando una adecuada fijación del instrumento dentro del mismo. Se empleó un conducto artificial metálico, de Cr-Co presinterizado ya que permite fijar los instrumentos de manera que sigan la trayectoria determinada mejor que en un tubo de cristal o de resina, donde el instrumento no está suficientemente bloqueado y la trayectoria que puede seguir la lima no es predecible (73).

El torque empleado fue el preconizado por el fabricante, 2N.cm, ya que de aumentarlo, puede alterar la fuerza de rotación de la lima, frenarla, impidiendo revelar la verdadera resistencia del metal a la fatiga cíclica (26). Las limas son medidas en D4 y D8 porque a 4mm de la punta es una zona de habitual fractura y 8mm podemos considerarlo un punto coronal con resultados fiables para nuestro estudio. Además, en D8 es donde la sección transversal entre ambos instrumentos difiera de manera significativa.

Así pues, este método empleado en el presente estudio representa un test mecánico puro que pretende extrapolar únicamente una característica de los instrumentos rotatorios, su resistencia a la fractura por fatiga cíclica.

Las diferencias en la resistencia a la fatiga cíclica entre limas nuevas y usadas medidas a diferentes distancias de la punta ha sido muy estudiada con diferentes sistemas rotatorios de NiTi. Sirvan como ejemplos el estudio de Gambarini con limas Profile donde observó que las conicidades pequeñas eran más resistentes a la fatiga cíclica que las más acusadas (78). Por otro lado, de otro estudio se concluyó que conicidades superiores a 0,04 no deberían ser usadas para ensanchar el tercio apical de conductos curvos debido a la rigidez de estos instrumentos comparativamente a los de conicidades de entre 0,02 y 0,04 (50). También el grupo de investigación de Pruett evidenció que in aumento del diámetro del instrumento en el punto de máxima curvatura reducía el tiempo a la fractura (40). Otros estudios demostraron que limas de conicidades mayores eran menos resistentes a la fatiga cíclica que de conicidades menores, como en el caso del sistema Protaper, en el que su lima F3 era menos resistente

a la fatiga que F1 y F2 (52, 79). También el equipo del Dr. Grande comparó los sistemas Mtwo y Protaper observando que a medida que aumenta el volumen del instrumento en el punto de máxima curvatura disminuía la resistencia a la fatiga cíclica (51).

La resistencia a la fatiga cíclica también se ha estudiado utilizando dispositivos dinámicos, observando del mismo modo que, si se aumenta la conicidad del instrumento disminuye el tiempo hasta la fractura (80).

En el presente estudio, los resultados obtenidos son del todo congruentes con la literatura revisada, ya que el instrumento Proglider es significativamente más resistente a la fatiga cíclica que Pathfile allá donde sus secciones transversales son similares, esto es, a nivel apical (D4), demostrando así las mejoras de sus propiedades mecánicas debido a la aleación M-Wire. Mientras que a nivel coronal (D8), debido al considerable aumento de volumen del instrumento Proglider, éste es menos resistente a la fatiga cíclica que Pathfile pese a estar elaborado de NiTi convencional.

Proglider es un instrumento de conicidad variable, esto es, comienza de un 16/02 en su punta y progresivamente va aumentando su sección hacia el vástago a razón de un 4%. Por el contrario, Pathfile tiene una conicidad constante del 2%, por lo que el aumento de anchura del instrumento a medida que subimos hacia el vástago es mucho más lento que en Proglider, lo que lleva a que en D8 Proglider tenga considerablemente más ancha su sección transversal que Pathfile. Mientras que en D4, ambas limas son de similar sección transversal: Proglider, 364.290 μm^2 y Pathfile, 328.660 μm^2 aproximadamente bajo microscopio electrónico, ambos instrumentos de sección cuadrangular (81).

Esta situación nos muestra que pese a haberse conseguido mejorar la flexibilidad de los instrumentos gracias a la aleación M-Wire con la que se elabora Proglider, las diferencias de fatiga según la conicidad de la lima en el punto de máxima curvatura siguen existiendo, aumentando la fatiga a medida que aumenta la conicidad del instrumento. Seguramente se debe a que instrumentos de gran conicidad generan mayor estrés en su interior cuando se flexionan para

conformar la curvatura del conducto (37, 55).

Hay variaciones durante el proceso de manufactura de los instrumentos de endodoncia que producen distintos efectos en las propiedades de los mismos. Consecuentemente, es importante para los clínicos conocer las propiedades y las diferencias entre instrumentos para obtener el máximo beneficio de las nuevas tecnologías (70, 71, 72, 82-90). La preparación del glidepath es necesaria previa a la instrumentación del canal radicular con instrumentos rotatorios de NiTi para disminuir la incidencia de rotura de instrumentos (86, 91, 92). En instrumentos de pequeño calibre como los que son objeto de este estudio, que tengan mínima rigidez, baja resistencia a la fractura o variabilidad en el corte, son factores que contribuyen a la aparición de problemas a la hora dar los primeros pasos en la instrumentación mecánica del conducto, especialmente, si este es curvo (67, 92). La resistencia a la fractura de los instrumentos usados para el pathfinding es tan importante como los instrumentos usados para conformar el canal radicular posteriormente (82, 93-102). Consecuentemente, los instrumentos endodóncicos usados en la negociación de conductos radiculares estrechos y curvos deberían tener propiedades mecánicas que permitan una progresión segura y eficiente hacia el ápice radicular (65, 72, 103, 104). Este estudio comparó las propiedades mecánicas de los instrumentos PG que están manufacturados usando la aleación de NiTi M-Wire, con los instrumentos PF que están fabricados con una aleación de NiTi convencional. Los resultados conducen al rechazo de la hipótesis nula, pues PG tiene significativamente una mayor resistencia a la fatiga cíclica que PF allá donde sus secciones transversales son similares, y por tanto, comparables, que es en la zona apical del instrumento (en este estudio D4), que va a ser la que se va a encontrar una mayor resistencia a la hora de encarar el negociado de un nuevo canal radicular. Por el contrario en niveles más alejados del ápice del instrumento, D8, debido a la mayor sección transversal de PG, y por tanto, tener más masa de material en ese punto, la resistencia a la fatiga cíclica se ve en perjuicio respecto a PF, que en el mismo punto tiene un grosor de sección menor, y por tanto, menos masa, lo que le hace más resistente pese a ser de una aleación de NiTi convencional (40, 105).

La resistencia a la fatiga cíclica puede ser influenciada por la

aleación y/o el proceso de manufactura del instrumento (55, 67, 83, 100, 106, 107-109). PG está fabricada usando la aleación de NiTi M-Wire, mientras que para crear los instrumentos PF se usó una aleación de NiTi convencional (83). La tecnología M-Wire proporciona una mayor flexibilidad y resistencia a la fatiga cíclica que aquellas hechas de una aleación superelástica (71, 107-109).

Existen estudios que comparan la resistencia a la fatiga cíclica entre instrumentos nuevos y esterilizados, siendo generalmente mayor en los nuevos (78, 93, 95). En este estudio, al ser todos los instrumentos nuevos, es una variable que no se ha comparado.

No obstante, el número de ciclos de autoclave al que se puedan ver sometidos los instrumentos es un tema controvertido ya que hay estudios que muestran que el paso por el autoclave no mejora la resistencia a la fatiga cíclica ya que ese tratamiento térmico no alcanza el umbral para mejorar las propiedades mecánicas del instrumento (32). Otros autores determinan que si bien la esterilización de los instrumentos no mejora la resistencia a la fatiga cíclica de los instrumentos, tampoco la disminuyen significativamente tras 5 ciclos de esterilización (65). El grupo de Plotino tampoco encontró diferencias significativas entre instrumentos nuevos y otros esterilizados durante 10 ciclos, salvo con limas K3XF (de aleación R-fase), que se volvieron más resistentes tras la esterilización (47).

En contraste, los estudios in vivo que comparan instrumentos nuevos y esterilizados tras negociar conductos curvos, muestran una menor resistencia a la fatiga cíclica tras los usos (78, 93-95).

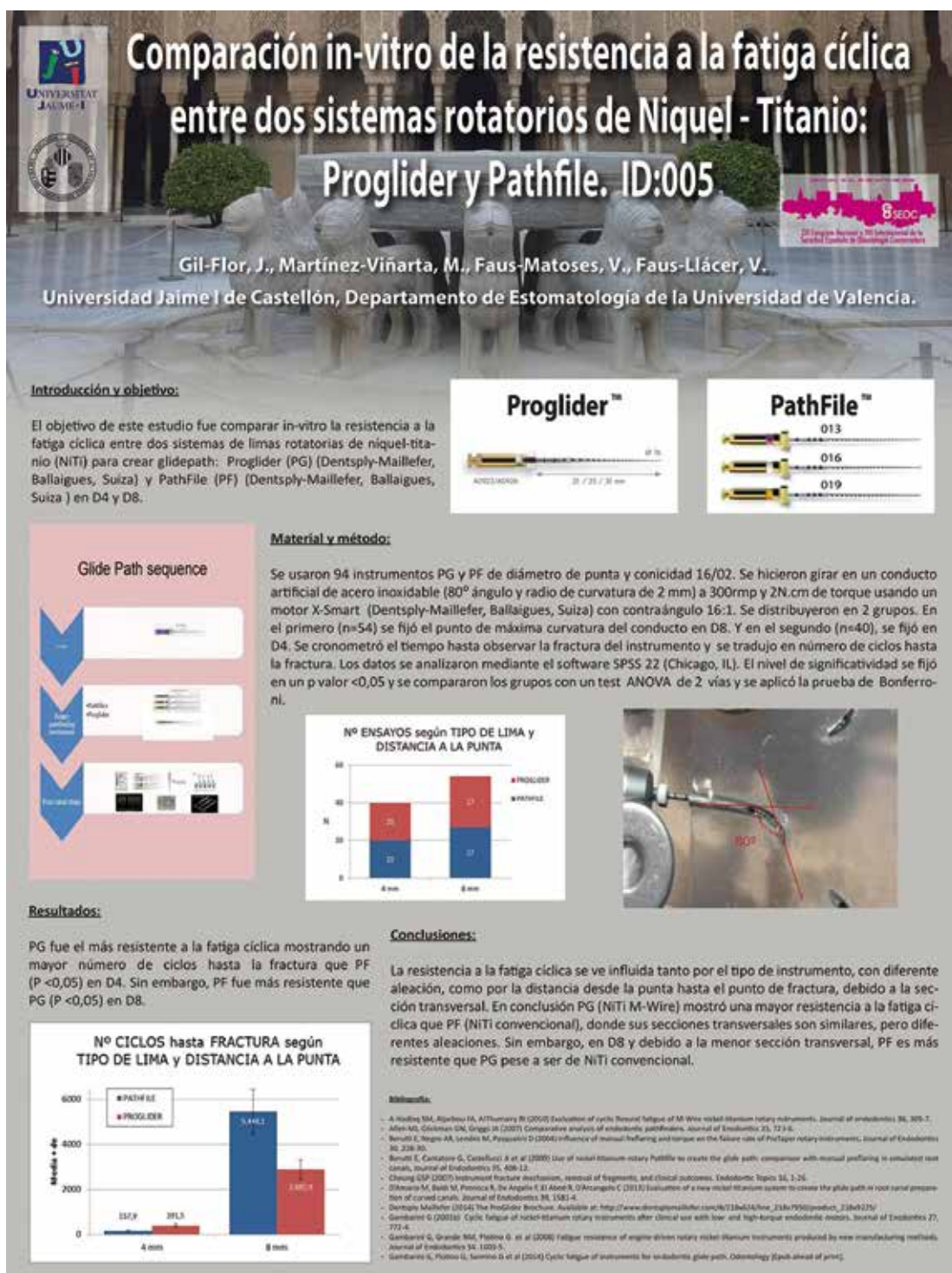


Figura 43.

Póster presentado en el Congreso Internacional SEOC 2016 y que obtuvo el premio al mejor póster de investigación.

8

CONCLUSIONES

8. CONCLUSIONES.

La resistencia a la fatiga cíclica se ve influida por:

- El tipo de instrumento: aleación de la cual está fabricado.

En el presente estudio contamos con la aleación M-Wire del instrumento Proglider frente a la aleación de NiTi convencional de Pathfile.

- Sección transversal del instrumento: Debido a las distintas conicidades de ambos instrumentos, 2% de Pathfile frente al 4% de Proglider, en D4 ambos tienen un área transversal muy similar, mientras que en D8 Proglider cuenta con una sección transversal más ancha que Pathfile.

En conclusión:

1.- Proglider (NiTi M-Wire) mostró una mayor resistencia a la fatiga cíclica que Pathfile (NiTi convencional) en D4, donde sus secciones transversales son similares, debido a las mejoradas propiedades mecánicas de su aleación M-Wire.

2.- Sin embargo, en D8 y debido a la menor sección transversal, Pathfile es más resistente que Proglider pese a estar confeccionada con una aleación de NiTi convencional.

3.- A la hora de crear el Glidepath, clínicamente, es más adecuado el uso del instrumento Proglider por sus mejores propiedades mecánicas y mejor resistencia a la fatiga cíclica, puesto que disminuiríamos el riesgo de rotura del mismo.

9

LIMITACIONES DEL ESTUDIO

9. LIMITACIONES DEL ESTUDIO.

Fundamentalmente el tamaño muestral, que siempre puede ser mayor para aumentar la potencia del estudio.

Si bien el estudio cuenta con una muestra y potencia adecuada para la obtención de resultados estadísticamente significativos, en un primer momento contaba con un mayor número de instrumentos para testar del aquí presentado (94 instrumentos). Sin embargo, el sacrificio de todos esos instrumentos que no se han reflejado en este estudio no ha sido en balde ya que permitió ajustar mucho mejor la metodología, así como el análisis de los resultados.

En un primer momento, tras testar 72 instrumentos (36 de cada uno: Pathfile y Proglider), obtuve tiempos de fatiga elevadísimos, superando en muchos casos la hora de duración. Aunque no pongo en duda las bondades de estas limas y sus excelentes propiedades mecánicas no vi coherente tal resultado. Ese fue el primer momento de reflexión: la luz del canal artificial donde hacía rotar los instrumentos, que era el empleado en estudios similares con otras marcas de limas, era excesivamente ancha para la finísima sección transversal de las objetos de este ensayo. Así pues, fue cuando se confeccionaron canales artificiales adecuados exclusivamente para estos sistemas de limas en un centro de sinterización. De este modo, las condiciones de reproducibilidad serían las correctas.

Fue entonces cuando tocó empezar de nuevo desde cero a testar los instrumentos.

Fijé el punto de máxima curvatura a 8 mm de la punta del instrumento para realizar el ensayo, como así lo había determinado en la planificación inicial por tratarse de una zona media, ni muy apical y ni muy coronal. A medida que iba avanzando en el estudio (tras 54 limas testadas) mi sorpresa iba en aumento ya que suponía que el instrumento Proglider, de nueva y mejorada aleación, resistiría más ciclos hasta la fractura que Pathfile de aleación de NiTi convencional. En cambio, mis resultados eran contrarios: el sistema antiguo Path-

file, pese a estar confeccionado de una aleación menos resistente a la fatiga cíclica, tardaba mucho más en fracturarse que Proglider: ese fue el segundo momento de reflexión.

Repasando la bibliografía y atendiendo a los estudios clásicos como el de Pruett que definen la fatiga cíclica y los parámetros de los que depende, es cuando reparé en que, aunque ambos instrumentos, Proglider y Pathfile, eran de idéntico tamaño en la punta (16/02), eran de distintas conicidad (2% de Pathfile frente a 4% de Proglider), por lo que su sección transversal era muy distinta en D8, y es por eso que comprendí que era del todo coherente que resistieran más ciclos a la fatiga las antiguas Pathfile de sección transversal en ese punto menor que las nuevas Proglider.

Así pues, con las limas restantes de que disponía (esa es la explicación de por qué son distintos los tamaños muestrales de ambos grupos entre D4 y D8), fijé el punto de máxima curvatura en D4, donde ambas secciones trasnversales son similares, y es cuando obtuve los resultados que inicialmente eran de esperar.

Es por todo este periplo, en el que pese a que el número de limas testadas ha sido elevado (166 instrumentos) que era la muestra deseada inicialmente, el tamaño final del estudio fue menor, de 94 instrumentos, y dado que el estudio contaba con la potencia suficiente, se decidió no ampliar la muestra.

En cambio, entender todas las dificultades que se iban encontrando ha ayudado a comprender tanto la esencia de la fatiga cíclica como la discusión de los resultados.

10

BIBLIOGRAFÍA

10. BIBLIOGRAFÍA.

1. Lasala A. Endodoncia. 3a ed. Salvat Editores. Barcelona. 1979. 589-594.
2. Guldener P., HA&Langeland K. Endodoncia, diagnóstico y tratamiento. Springer-Ed. Cuellar. México.1995.379-381.
3. Maisto O. Endodoncia. 3a ed. Ed. Mundi. Buenos Aires. 1978. 332-359.
4. Leonardo M. Endodoncia. Tratamiento de conductos radiculares. Principios técnicos y biológicos. Artes Médicas Latinoamericana. Sao Paulo. 2005.
5. Mondragón-Espinoza J. Endodoncia. Interamericana-McGraw Hill. México. 1995. 226-227.
6. Rodríguez-Ponce A. Endodoncia. Consideraciones actuales. Amolca. Caracas. 2003. 317-320.
7. American Association of Endodontists. New Guidelines help practitioners decide what's best for patients. <http://www.aae.org>. 1997.
8. Cohen S., Hargreaves KM. Vías de la pulpa. 10ª ed. Madrid: Elsevier Mosby; 2011.
9. Peters O., Peters C., Schonenberger K., Barbakow, F. ProTaper rotary root canal preparation: effects of canal anatomy on final shape analysed by micro CT. International Endodontic Journal. 2003; 36, 86-92.
10. Peters O., Peters C., Schonenberger K., Barbakow F. ProTaper rotary root canal preparation: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. International Endodontic Journal. 2003; 93-99.

11. Maisto O., Copurro de Gómez MA., Maresca B. Obturación de conductos radiculares en endodoncia. Ed. Mundi, Buenos Aires. 1967. 195-223.
12. Sommer R., Ostrander F., Crawley M. Sellado hermético de los conductos radiculares de los dientes anteriores. Endodoncia clínica. Ed. Labor, Barcelona. 1975. 267-298.
13. Grossman L. Obturación del conducto radicular. Práctica endodóncica. Ed. Mundi, Buenos Aires, 1973. 277-317.
14. Allison D. The influence of master cone adaptation on the quality of the apical seal. Journal of Endodontics. 1981; 7:61.
15. Buehler WJ, Gilfrich JV, Wiley RC. Effect of low-temperature phase changes on the mechanical properties of alloys near composition TiNi. J Appl Phys 1963; 34(5):1475-77.
16. Walia H, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. Journal of Endodontics. 1988; 14(7):346-51.
17. Shen Y, Coil JM, Zhou H, Zheng Y, Haapasalo M. HyFlex nickel-titanium rotary instruments after clinical use: metallurgical properties. International Endodontics Journal. 2012. doi: 10.1111/iej.12049.
18. Gutmann JL, Gao Y. Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickeltitanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focused review. International Endodontics Journal. 2012; 45(2):113-28.
19. Pirani C, Cirulli PP, Chersoni S, Micele L, Ruggeri O, Prati C. Cyclic fatigue testing and metallographic analysis of nickel-titanium rotary instruments. Journal of Endodontics. 2011; 37(7):1013-6.
20. Fife D, Gambarini G, Britto Lr. Cyclic fatigue testing of Pro-Taper NiTi rotary instruments after clinical use. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodon-

tics. 2004; 97(2):251-6.

21. Hilfer PB, Bergeron BE, Mayerchak MJ, Roberts HW, Jean-sonne BG. Multiple autoclave cycle effects on cyclic fatigue of nickel-titanium rotary files produced by new manufacturing methods. *Journal of Endodontics*. 2011; 37(1):72-4.
22. Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, Peng B, Haapasalo M. Current challenges and concepts of the thermomechanical treatment of nickel-titanium instruments. *Journal of Endodontics*. 2013; 39(2):163-72.
23. Berutti E, Chiandussi G, Gaviglio I, Ibba A. Comparative analysis of torsional and bending stresses in two mathematical models of nickel-titanium rotary instruments: ProTaper versus ProFile. *Journal of Endodontics*. 2003; 29(1):15-9.
24. Gambarini G, Gerosa R, De Luca M, Garala M, Testarelli L. Mechanical properties of a new and improved nickel-titanium alloy for endodontic use: an evaluation of file flexibility. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*. 2008; 105(6):798-800.
25. Zinelis S, Eliades T, Eliades G. A metallurgical characterization of ten endodontic Ni-Ti instruments: assessing the clinical relevance of shape memory and superelastic properties of Ni-Ti endodontic instruments. *International Endodontics Journal*. 2010; 43(2):125-34.
26. Peters OA, Gluskin AK, Weiss RA, Han JT. An in vitro assessment of the physical properties of novel Hyflex nickel-titanium rotary instruments. *International Endodontics Journal*. 2012; 45(11):1027-34.
27. Yahata Y, Yoneyama T, Hayashi Y, Ebihara A, Doi H, Hanawa T, et al. Effect of heat treatment on transformation temperatures and bending properties of nickel-titanium endodontic instruments. *International Endodontics Journal*. 2009; 42(7):621-6.

28. Thompson SA. An overview of nickel–titanium alloys used in dentistry. *International Endodontics Journal*. 2000; 33:297-10.
29. Testarelli L, Plotino G, Al-Sudani D, Vincenzi V, Giansiracusa A, Grande NM, et al. Bending properties of a new nickel-titanium alloy with a lower percent by weight of nickel. *Journal of Endodontics*. 2011; 37(9):1293-5.
30. Hou X, Yahata Y, Hayashi Y, Ebihara A, Hanawa T, Suda H. Phase transformation behaviour and bending property of twisted nickel-titanium endodontic instruments. *International Endodontics Journal*. 2011; 44(3):253-8.
31. Zinelis S, Darabara M, Takase T, Ogane K, Papadimitriou GD. The effect of thermal treatment on the resistance of nickel-titanium rotary files in cyclic fatigue. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*. 2007; 103(6):843-7.
32. Mize SB, Clement DJ, Pruett JP, Carnes DL Jr. Effect of sterilization on cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*. 1998; 24(12):843-7.
33. Plotino G, Testarelli L, Al-Sudani D, Pongione G, Grande NM, Gambarini G. Fatigue resistance of rotary instruments manufactured using different nickel–titanium alloys: a comparative study. *Odontology* 2012. doi 10.1007/s10266-012-0088-8.
34. Yoneyama T. Endodontic instruments for root canal treatment using Ti-Ni shape memory alloys. Cambridge: Woodhead Publishing Limited; 2009.
35. Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *Journal of Endodontics*. 2000; 26(3):161-5.
36. Larsen CM, Watanabe I, Glickman GN, He J. Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2009; 35(3):401-3.

37. Cheung GS, Shen Y, Darvell BW. Effect of environment on low-cycle fatigue of a nickel–titanium instrument. *Journal of Endodontics*. 2007; 33(12):1433-7.
38. Kim JY, Cheung GS, Park SH, Ko DC, Kim JW, Kim HC. Effect from cyclic fatigue of nickeltitanium rotary files on torsional resistance. *Journal of Endodontics*. 2012; 38(4):527-30.
39. Ha JH, Kim SK, Cohenca N, Kim HC. Effect of R-phase heat treatment on torsional resistance and cyclic fatigue fracture. *Journal of Endodontics*. 2013; 39, 389-93.
40. Pruett JP, Clement DJ, Carnes DL Jr. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*. 1997; 23(2):77-85.
41. Plotino G, Grande NM, Melo MC, Bahia MG, Testarelli L, Gambarini G. Cyclic fatigue of NiTi rotary instruments in a simulated apical abrupt curvature. *International Endodontics Journal*. 2010; 43(3):226-30.
42. Al-Hadlaq SM, Aljarbou FA, AlThumairy RI. Evaluation of cyclic flexural fatigue of M-Wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2010; 36(2):305-7.
43. Parashos P, Gordon I, Messer HH. Factors influencing defects of rotary nickel-titanium endodontic instruments after clinical use. *Journal of Endodontics*. 2004; 30(10):722-5.
44. Wealleans JA, Kirkpatrick TC, Rutledge RE. The effects of dentin debris on the cyclic fatigue resistance of several nickel titanium rotary systems. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*. 2011; 112(3):390-5.
45. Iqbal MK, Kohli MR, Kim JS. A retrospective clinical study of incidence of root canal instrument separation in an endodontics graduate program: A PennEndo database Study. *Journal of Endodontics*. 2006; 32(11):1048-52.
46. Gambarini G. Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instru-

- ments after clinical use with low and high-torque endodontic motors. *Journal of Endodontics*. 2001; 27(12):772-4.
47. Plotino G, Costanzo A, Grande NM, Petrovic R, Testarelli L, Gambarini G. Experimental evaluation on the influence of autoclave sterilization on the cyclic fatigue of new nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2012; 38(2):222-5.
 48. Oh SR, Chang SW, Lee Y, Gu Y, Son WJ, Lee W, et al. A comparison of nickel-titanium rotary instruments manufactured using different methods and cross-sectional areas: ability to resist cyclic fatigue. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*. 2010; 109(4):622-8.
 49. Pongione G, Pompa G, Milana V, Di Carlo S, Giansiracusa A, Nicolini E, et al. Flexibility and resistance to cyclic fatigue of endodontic instruments made with different nickel-titanium alloys: a comparative test. *Ann Stomatol* 2012; 3(3-4):119-22.
 50. Schäfer E, Dzepina A, Danesh G. Bending properties of rotary nickel-titanium instruments. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*. 2003; 96(6):757-63.
 51. Grande NM, Plotino G, Pecci R, Bedini R, Malagnino VA, Somma F. Cyclic fatigue resistance and three-dimensional analysis of instruments from two nickel titanium rotary systems. *International Endodontics Journal*. 2006; 39(10):755-63.
 52. Ullmann CJ, Peters OA. Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2005; 31(3):183-6.
 53. Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *Journal of Endodontics*. 2006; 32(11):1031-43.
 54. Johnson E, Lloyd A, Kuttler S, Namerow K. Comparison between a novel nickel-titanium alloy and 508 nitinol on the cyclic fatigue life of ProFile 25/.04 rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2008; 34(11):1406-9.

55. Gambarini G, Grande NM, Plotino G, Somma F, Garala M, De Luca M, et al. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *Journal of Endodontics*. 2008; 34(8):1003-5.
56. Kim HC, Yum J, Hur B, Cheung GS. Cyclic fatigue and fracture characteristics of ground and twisted nickel-titanium rotary files. *Journal of Endodontics*. 2010; 36(1):147-52.
57. Shen Y, Zhou HM, Zheng YF, Campbell L, Peng B, Haapasalo M. Metallurgical characterization of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2011; 37(11):1566-71.
58. Rodrigues RC, Lopes HP, Elias CN, Amaral G, Vieira VT, De Martin AS. Influence of different manufacturing methods on the cyclic fatigue of rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*. 2011; 37(11):1553-7.
59. Zhao D, Shen Y, Peng B, Haapasalo M. Micro-computed tomography evaluation of the preparation of mesiobuccal root canals in maxillary first molars with Hyflex CM, Twisted Files, and K3 instruments. *Journal of Endodontics*. 2013; 39(3):385-8.
60. Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Effect of environment on fatigue failure of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2012; 38(3):376-80.
61. Nakagawa RK, Alves JL, Buono VT, Bahia MG. Flexibility and torsional behaviour of rotary nickel-titanium PathFile, RaCe ISO 10, Scout RaCe and stainless Steel K-File hand instruments. *International Endodontic Journal*. 2014; 47, 290-7.
62. A-Hadlaq SM, Aljarbou FA, AlThumairy RI. Evaluation of cyclic flexural fatigue of M-Wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2010; 36, 305-7.
63. Alexandrou GB, Chrissafis K, Vasiliadis LP, Pavlidou E, Polychroniadis EK. SEM observations and differential scanning

calorimetric studies of new and sterilized nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Journal of Endodontics*. 2006; 32(7):675-9.

64. Anderson ME, Price JW, Parashos P. Fracture resistance of electropolished rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*. 2007; 33(10):1212-6.
65. Viana AC, Gonzalez BM, Buono VT, Bahia MG. Influence of sterilization on mechanical properties and fatigue resistance of nickel–titanium rotary endodontic instruments. *International Endodontic Journal*. 2006; 39(9):709-15.
66. Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P. Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after simulated clinical use. *International Endodontic Journal*. 1999; 32:115-9.
67. Allen MJ, Glickman GN, Griggs JA. Comparative analysis of endodontic pathfinders. *Journal of Endodontics*. 2007; 33, 723-6.
68. Berutti E, Negro AR, Lendini M, Pasqualini D. Influence of manual preflaring and torque on the failure rate of ProTaper rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2004; 30, 228-30.
69. Berutti E, Cantatore G, Castellucci A et al. Use of nickel-titanium rotary Pathfile to create the glide path: comparison with manual preflaring in simulated root canals, *Journal of Endodontics*. 2009; 35, 408-12.
70. Gao Y, Shotton V, wilkinson K, Philips G, Johnson WB. Effects of raw material and rotational speed on the cyclic fatigue of ProFile Vortex rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2010; 36, 1205-9.
71. Gao Y, Gutmann JL, Wilkinson K, Maxwell R, Ammon D. Evaluation of the impact of raw material son the fatigue and mechanical properties of ProFile Vortex rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2012; 38, 398-401.

72. Lopes HP, Elias CN, Siqueira JF Jr et al. Mechanical behavior of pathfinding endodontic instruments. *Journal of Endodontics*. 2012a 38, 1417-21.
73. Plotino G, Grande NM, Cordaro M, Testarelli L, Gambarini G. A review of cyclic fatigue testing of nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics* 2009; 35(11):1469-76.
74. Abernethy RB. *The New Weibull Handbook. Reliability & Statistical analysis for Predicting Life, Safety, Survivability, Risk, Cost and Warranty Claims*. 4th ed. North Palm Beach, FL; 2000.
75. New American Dental Association Specification no. 28 for endodontic files and reamers. Council on Dental Materials and Devices. *Journal of American Dental Association*. 1976; 93:813-7.
76. Yao JH, Schwartz SA, Beeson TJ. Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in a dynamic model. *Journal of Endodontics*. 2006; 32(1):55-7.
77. Arias A, Perez-Higueras JJ, de la Macorra JC. Differences in cyclic fatigue resistance at apical and coronal levels of Reciproc and WaveOne new files. *Journal of Endodontics*. 2012; 38(9):1244-8.
78. Gambarini G. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use. *International Endodontic Journal*. 2001; 34(5):386-9.
79. Ounsi HF, Salameh Z, Al-Shalan T, Ferrari M, Grandini S, Paschley DH, et al. Effect of clinical use on the cyclic fatigue resistance of ProTaper nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2007; 33(6):737-41.
80. Haikel Y, Serfati R, Bateman G, Senger B, Alleman C. Dynamic and cyclic fatigue of enginedriven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*. 1999; 25(6):434-40.
81. Elnagy AM, Elsaka SE. Evaluation of the mechanical behaviour

- of PathFile and ProGlider pathfinding nickel-titanium rotary instruments. *International Endodontic Journal*. 2014; 1-8.
82. D'Amario M, Baldi M, Petrioca R, De Angelis F, El Abed R, D'Arcangelo C. Evaluation of a new nickel-titanium system to create the glide path in root canal preparation of curved canals. *Journal of Endodontics*. 2013; 39, 1581-4.
 83. Dentsply Maillefer. The ProGlider Brochure. 2014. Available at: http://www.dentsplymaillefer.com/#!/218x624/line_218x7950/product_218x9225/
 84. Gambarini G. Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after a prolonged clinician use. *International Endodontic Journal*. 2001; 34, 386-9.
 85. Gambarini G, Plotino G, Grande NM, Al-Sudani D, De Luca M, Testarelli L. Mechanical properties of nickel-titanium rotary instruments produced with a new manufacturing technique. *International Endodontic Journal*. 2011; 44, 337-41.
 86. Gambarini G, Plotino G, Sannino G et al. Cyclic fatigue of instruments for endodontic glide path. *Odontology* [Epub ahead of print]. 2014.
 87. Walia HM, Brantley WA, Gerstein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. *Journal of Endodontics*. 1988; 14, 346-51.
 88. Ye J, Gao Y. Metallurgical characterization of M-Wire nickel-titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. *Journal of Endodontics*. 2012; 38, 105-7.
 89. Ye J, Mishra RK, Pelton AR, Minor AM. Direct observation of the NiTi martensitic phase transformation in nanoscale volumes. *Acta Materialia*. 2010; 58, 490-8.
 90. Yum J, Cheung GS, Park JK, Hur B, Kim HC. Torsional strength and toughness of nickel-titanium rotary files. *Journal of En-*

dodontics. 2011; 37, 382-6.

91. Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M. Fatigue testing of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2011; 37, 997-1001.
92. Schneider SW. A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral Surgery, Oral Medicine, and Oral Pathology*. 1971; 32, 271-5.
93. Aydin C, Inan U, Tunca YM. Comparison of cyclic fatigue resistance of used and new RaCe instruments. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*. 2010; 109(3):e131-4.
94. Plotino G, Grande NM, Sorci E, Malagnino VA, Somma F. A comparison of cyclic fatigue between used and new Mtwo Ni–Ti rotary instruments. *International Endodontic Journal*. 2006; 39(9):716-23.
95. Bahia MG, Buono VT. Decrease in the fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments after clinical use in curved root canals. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontics*. 2005; 100(2):249-55.
96. Hayashi Y, Yoneyama T, Yahata Y, Miyai K, Doi H, Hanawa T, et al. Phase transformation behaviour and bending properties of hybrid nickel-titanium rotary endodontic instruments. *International Endodontic Journal*. 2007; 40(4):247-53.
97. Serene TP, Adams Jd, Saxena A. *Nickel-titanium instruments: Applications in endodontics*. St. Louis, USA: Ishiyaku EuroAmerica; 1995.
98. Craveiro de Melo C, de Azevedo Bahía MG, Lopes Buono VT. Fatigue resistance of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *Journal of Endodontics*. 2002; 28 (11): 765-9.
99. Plotino G, Grande NM, Sorci E, Malagnino VA, Somma F. A

Comparison of cyclic fatigue between used and new Mtwo Ni-Ti rotary instruments. *International Endodontic Journal*. 2006; 39, 716-23.

100. Lopes HP, Gambarra-Soares T, Elias CN et al. Comparison of the mechanical properties of rotary instruments made of conventional nickel-titanium wire, M-wire, or nickel-titanium alloy in R-phase. *Journal of Endodontics*. 2013; 39, 516-20.
101. Ninan E, Berzins DW. Torsion and bending properties of shape memory and superelastic nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2013; 39, 101-4.
102. Park SY, Cheung GS, Yum J, Hur B, Park JK, Kim HC. Dynamic torsional resistance of nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2010; 36, 1200-4.
103. Patiño PV, Biedma BM, Liébana CR, Cantatore G, Bahillo JG. The influence of a manual glide path on the separation rate of NiTi rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2005; 31, 114-6.
104. Lee MH, Vesluis A, Kim BM, Lee CJ, Hur B, Kim HC. Correlation between experimental cyclic fatigue resistance and numerical stress analysis for nickel-titanium rotary files. *Journal of Endodontics*. 2011; 37, 1152-7.
105. Turpin YL, Chagneu F, Vulcain JM. Impact of two theoretical cross-sections on torsional and bending stresses of nickel-titanium root canal instrument models. *Journal of Endodontics*. 2000; 26, 414-7.
106. Lopes HP, Elias CN, Vieira VT et al. Effects of electropolishing Surface treatment on the cyclic fatigue resistance of BioRace nickel-titanium rotary instruments. *Journal of Endodontics*. 2010; 36, 1653-7.
107. Pereira ES, Peixoto IF, Viana, Ac et al. Physical and mechanical properties of a thermomechanically treated NiTi wire used in the manufacture of rotary endodontic instruments. *Interna-*

tional Endodontic Journal. 2012; 45, 469-74.

108. Castelló-Escrivá R, Alegre-Domingo T, Faus-Matoses V, Román-Richon S, Faus-Llácer VJ. In Vitro Comparison of Cyclic Fatigue Resistance of ProTaper, WaveOne, and Twisted Files. *Journal of Endodontics*. 2012; 38, 1521-4.
109. Montenegro-Santillán R, Alegre-Domingo T, Faus-Matoses V, Faus-Llácer VJ. An in vitro comparison of cyclic fatigue resistance of protaper universal and GT Series X Files. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal*. 2011; 47-81.